

Aus dem Institut für Radiologische Diagnostik
Direktor: Herr Prof. Dr. med. Michael Laniado

CT-Koronarangiographie:

Einfluss der Positionierung der Region of Interest beim Bolus-Tracking auf die Bildqualität

D i s s e r t a t i o n s s c h r i f t

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus
der Technischen Universität Dresden

von

Heiner Nebelung

aus Nordhausen

Dresden 2018

1. Gutachter: Herr PD Dr. I. Platzek

2. Gutachter: Herr PD Dr. K. Zöphel

Tag der mündlichen Prüfung: 02. Oktober 2018

gez.: Frau Prof. Dr. A. Pfennig
Vorsitzende der Promotionskommission

Danksagung

Im Folgenden möchte ich mich bei einigen Personen bedanken, die mich während der Bearbeitung meiner Dissertation unterstützt haben.

Zuallererst möchte ich Herrn PD Dr. med. Ivan Platzek dafür danken, dass ich an diesem interessanten Thema arbeiten durfte und er bereit war, die Betreuung meiner Arbeit zu übernehmen. Er war jederzeit für mich erreichbar, stand für alle meine Fragen zur Verfügung und stellte eine große Unterstützung dar.

Ebenso danke ich den Mitarbeitern des Instituts für Radiologische Diagnostik des Universitätsklinikums Carl Gustav Carus Dresden unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Michael Laniado, die auf verschiedene Weise in den Prozess der Datengewinnung und -verarbeitung involviert waren.

Insbesondere möchte ich mich auch bei meinen Eltern Gabriele Nebelung und Bruno Schäfer sowie meiner Großmutter Elisabeth Nebelung bedanken, die den Weg ins Medizinstudium für mich erst möglich gemacht haben und mich von Beginn dieses Studiums an in jeder Hinsicht unterstützt haben.

Ein wichtiger Rückhalt während der Bearbeitung meiner Dissertation waren auch meine Dresdner Mitstudenten sowie meine Freunde aus Nordhausen, die mich stets begleitet und auf unterschiedliche Weise unterstützt und motiviert haben.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abkürzungsverzeichnis | VI |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Epidemiologie, Ätiologie und Pathogenese der koronaren Herzkrankheit | 1 |
| 1.2 Diagnostik der koronaren Herzkrankheit | 2 |
| 1.3 CT-Angiographie der Koronararterien | 3 |
| 1.4 Bolus-Tracking | 5 |
| 1.5 Fragestellung | 7 |
| 2 Material und Methoden | 8 |
| 2.1 Versuchsplan | 8 |
| 2.2 Patientenkollektiv und Propensity-Score-Matching | 9 |
| 2.3 Dual-Source-Computertomographie | 10 |
| 2.4 Prospektive EKG-Triggerung vs. retrospektives EKG-Gating | 11 |
| 2.5 Sequentielle CT-Technik vs. Spiral-CT-Technik | 13 |
| 2.6 Prämedikation und Kontrastmittel | 14 |
| 2.7 Bolus-Tracking | 16 |
| 2.8 Strahlenbelastung | 18 |
| 2.9 Quantitative Analyse der Koronararterien | 19 |
| 2.10 Quantitative Analyse der Pulmonalarterien | 20 |
| 2.11 Qualitative Analyse der Koronar- und Pulmonalarterien | 20 |
| 2.12 Statistische Auswertung | 21 |
| 3 Ergebnisse | 25 |
| 3.1 Propensity-Score-Matching | 25 |
| 3.2 Strahlenbelastung | 30 |
| 3.3 Quantitative Analyse der Koronararterien | 31 |
| 3.4 Quantitative Analyse der Pulmonalarterien | 35 |
| 3.5 Qualitative Analyse der Koronararterien | 39 |

| | |
|---|-----|
| 3.6 Qualitative Analyse der Pulmonalarterien | 40 |
| 3.7 Interrater-Reliabilität | 41 |
| 3.8 Zusammenhang zwischen qualitativen und quantitativen Scores | 42 |
| 4 Diskussion | 47 |
| 4.1 Bedeutung für die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie | 47 |
| 4.2 Bedeutung für die konventionelle CT-Koronarangiographie..... | 48 |
| 4.3 Betrachtung der absoluten Signalintensitäten..... | 49 |
| 4.4 Alternative Möglichkeiten zur Verbesserung der Bildqualität bei der CT-Koronarangiographie | 49 |
| 4.5 Interrater-Reliabilität | 51 |
| 4.6 Interne Validität der Studie | 52 |
| 4.7 Strahlenbelastung | 52 |
| 4.8 Propensity-Score-Matching | 54 |
| 4.9 Kontrastmittelmenge | 54 |
| 4.10 Weitere mögliche Positionen der Bolus-Tracking-ROI bei der CT-Koronarangiographie | 55 |
| 4.11 Limitationen | 56 |
| Zusammenfassung | 58 |
| Summary | 60 |
| Datenanhang | 62 |
| Tabellenverzeichnis | VII |
| Abbildungsverzeichnis | IX |
| Literaturverzeichnis..... | XI |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---------|--|
| AA | Aorta ascendens |
| ANOVA | Varianzanalyse (von engl. analysis of variance) |
| BMI | Body-Mass-Index |
| BSA | Körperoberfläche (von engl. body surface area) |
| CCTA | Konventionelle CT-Koronarangiographie (von engl. coronary computed tomography angiography) |
| CT | Computertomographie |
| EKG | Elektrokardiogramm |
| HU | Hounsfield-Einheiten (von engl. Hounsfield-Units) |
| LM | Hauptstamm der linken Koronararterie (von engl. left main) |
| LPA | Linke Pulmonalarterie (von engl. left pulmonary artery) |
| LV | Linker Vorhof |
| Mean | Mittelwert (von engl. mean) |
| MR | Magnet-Resonanz |
| PACS | Bildarchivierungssystem (von engl. picture archiving and communication system) |
| RCA | Rechte Koronararterie (von engl. right coronary artery) |
| ROI | Region of Interest |
| RPA | Rechte Pulmonalarterie (von engl. right pulmonary artery) |
| SD | Standardabweichung (von engl. standard deviation) |
| SNR | Signal-Rausch-Verhältnis (von engl. signal-to-noise-ratio) |
| TRO-CTA | Triple-Rule-Out-CT-Angiographie |

1 Einleitung

1.1 Epidemiologie, Ätiologie und Pathogenese der koronaren Herzkrankheit

Die koronare Herzkrankheit ist die häufigste Todesursache in Deutschland. Im Jahr 2015 starben 76 014 Menschen an der chronischen ischämischen Herzkrankheit. Diese Fallzahl machte einen Anteil von 8.2 % an allen Todesfällen aus, was einen absoluten Anstieg um 0.2 % gegenüber dem Vorjahr bedeutete. An zweiter Stelle der häufigsten Todesursachen stand der akute Myokardinfarkt als plötzlich auftretende Erscheinungsform dieser Erkrankung mit einer Zahl von 49 210 im Jahr 2015, was einen Anteil von 5.3 % an allen Todesfällen ausmachte. Wenn die Zahlen nach Geschlechtern getrennt betrachtet werden, bleibt die koronare Herzkrankheit ebenfalls bei beiden Geschlechtern die häufigste Todesursache. 8.7 % aller Sterbefälle bei Männern und 7.8 % aller Sterbefälle bei Frauen waren 2015 auf diese Erkrankung zurückzuführen. (Statistisches Bundesamt, 2016)

Auch weltweit ist die koronare Herzkrankheit die häufigste Mortalitätsursache. Im Jahr 2013 verstarben insgesamt ca. 8.14 Millionen Menschen an dieser Erkrankung. (Lozano et al., 2012; Lancet, 2015; Roth et al., 2015)

Bei der Betrachtung der Prävalenz innerhalb Deutschlands fällt auf, dass mit 6.0 % anteilig deutlich mehr Männer von einer koronaren Herzkrankheit betroffen sind als Frauen, bei denen es sich um einen Anteil von 3.7 % handelt. Zudem nimmt die Prävalenz mit steigendem Lebensalter zu, sodass bei 24.1 % der Männer ab 75 Jahren und bei 16.0 % der Frauen in dieser Altersgruppe diese Erkrankung besteht. (Busch und Kuhnert, 2017)

Hauptursache der koronaren Herzkrankheit ist die Atherosklerose. Typisch für die Atherosklerose sind Einlagerungen von Cholesterin, Fettsäuren und Calciumphosphat in der Gefäßwand. Ein wichtiger Faktor für die Entstehung atherosklerotischer Plaques ist die durch die zuvor genannten Einlagerungen ausgelöste fokale Entzündungsreaktion (Libby und Theroux, 2005). Diese Veränderungen der Arterienwand führen zu einer Reduktion des Lumendurchmessers und begünstigen zudem die lokale Thrombenbildung. So kann es in den Gefäßen zu ausgeprägten Stenosen kommen. Die durch Koronarstenosen verursachte Minderversorgung des Myokards mit Sauerstoff wird als Koronarinsuffizienz bezeichnet. Die gefährlichste Komplikation der koronaren Herzkrankheit, der Myokardinfarkt, wird in den meisten Fällen durch einen thrombotischen Koronarverschluss verursacht,

dem wiederum die Ruptur eines atherosklerotischen Plaques zugrunde liegt (DeWood et al., 1980). Zu den wichtigsten Risikofaktoren der Atherosklerose und somit auch der koronaren Herzkrankheit gehören Rauchen, Diabetes mellitus, Hypercholesterinämie, Adipositas und arterielle Hypertonie (Wilson, 1994).

1.2 Diagnostik der koronaren Herzkrankheit

Goldstandard bei der Diagnostik der koronaren Herzkrankheit ist nach wie vor die konventionelle Koronarangiographie (Scanlon et al., 1999). Es handelt sich dabei um eine minimalinvasive Methode, bei der die Koronararterien mit Hilfe von Röntgenstrahlen dargestellt werden. Voraussetzung dafür ist die selektive Injektion von Kontrastmittel in das Lumen der entsprechenden Koronararterie, die über dünne Katheter erfolgt. Zunächst wird dafür in der Regel die Arteria femoralis communis, die Arteria brachialis oder Arteria radialis punktiert. Anschließend wird ein Führungsdraht durch die Punktionskanüle eingeführt, die nun wieder entfernt werden kann. Durch eine angelegte Schleuse können nun passende Führungsdrähte bis in die entsprechende darzustellende Koronararterie vorgeschoben werden. Wenn ein solcher Draht in der gewünschten Koronararterie platziert ist, kann hierüber wiederum ein Katheter vorgeschoben werden, über den die Kontrastmittelinjektion erfolgt.

Obwohl die Koronarangiographie eine sehr weit verbreitete und nebenwirkungsarme Technik ist, kann es aufgrund des invasiven Charakters dieses Verfahrens zu verschiedenen Komplikationen kommen. So kann es sowohl im Bereich zwischen der Punktionsstelle und dem Herz als auch in den Koronararterien selbst zu Gefäßverletzungen kommen, die die Bildung und das Auftreten von Hämatomen, Embolien, Pseudoaneurysmen, arteriovenösen Fisteln oder Dissektionen bis hin zu Perforationen verursachen können. Hierdurch kann ein interventioneller Gefäßverschluss notwendig werden. Aufgrund von Irritation des Reizleitungssystems durch den Katheter können außerdem Tachy- oder Bradyarrhythmien ausgelöst werden. (Tavakol et al., 2012)

Zudem wird bei vielen der mittels konventioneller Koronarangiographie untersuchten Patienten keine signifikante Koronarstenose gefunden. So zeigte beispielsweise eine kanadische Multicenter-Studie mit 2 718 elektiven Koronarangiographien, dass bei ca. 47 % der Probanden keine stenotischen Veränderungen an den Koronargefäßen gefunden werden konnten (Levitt et al., 2013). Aufgrund dieser Tatsache sowie der zuvor genannten mögli-

chen Komplikationen besteht schon seit langem ein erhebliches Interesse an nichtinvasiven bildgebenden Verfahren zur Beurteilung der Koronararterien.

Die MR-Koronarangiographie konnte sich aufgrund zahlreicher technischer Probleme wie der unzureichenden räumlichen Auflösung und ihrer Anfälligkeit für Bewegungsartefakte nie durchsetzen (Dewey et al., 2006). Dagegen hat sich in den letzten Jahren dank erheblicher technischer Fortschritte in der Computertomographie die CT-Koronarangiographie (CCTA, von engl. coronary computed tomography angiography) zu einer echten Alternative für die diagnostische Koronarangiographie entwickelt (M. J. Budoff et al., 2006).

1.3 CT-Angiographie der Koronararterien

Zahlreiche Studien konnten zeigen, dass die CT-Koronarangiographie eine hohe Sensitivität und Spezifität und vor allem einen hohen negativen prädiktiven Wert für Koronarstenosen aufweist. So konnten Alkadhi et al. in einer Studie mit 100 Probanden einen negativen prädiktiven Wert von 97 % berechnen (Alkadhi et al., 2010) und Achenbach et al. sogar einen Wert von 100 %, wobei diese Studie 50 Probanden umfasste (Achenbach et al., 2011).

Analog zur konventionellen Koronarangiographie kommen auch bei der Computertomographie Röntgenstrahlen zum Einsatz. Im Falle der Computertomographie wird die Absorption von Röntgenstrahlen durch den Körper des Patienten aus verschiedenen Winkeln gemessen. Röntgenröhre und Detektor sind gegenüberliegend an einem Ringtunnel (sogenannte Gantry) angebracht und rotieren während der Untersuchung um den Patienten. Anhand des so gewonnenen dreidimensionalen Datensatzes, welcher aus fächerförmigen Projektionen besteht, können mit Hilfe der sogenannten Radon-Transformation Schnittbilder in beliebiger Schichtführung rekonstruiert werden (Wininger, 2013).

Die anfangs teilweise erhebliche Strahlenbelastung der CT-Koronarangiographie konnte dank technischer Verbesserungen kontinuierlich gesenkt werden und ist heutzutage teilweise niedriger als die Strahlenbelastung der konventionellen Koronarangiographie. Pontone et al. konnten beispielsweise für CT-Koronarangiographien zum Ausschluss einer koronaren Herzkrankheit vor herzchirurgischen Eingriffen eine mittlere effektive Dosis von

4.25 mSv bestimmen, während sie für die konventionelle Koronarangiographie im Mittel 6.79 mSv berechneten ($p < 0.01$) (Pontone et al., 2013).

Um möglichst wenig Bewegungsartefakte durch die Herzaktionen in Kauf nehmen zu müssen, wird der Patient für die Zeitdauer der Datenakquisition darum gebeten, die Luft anzuhalten. Außerdem werden nur Bilddaten verwendet, die während der Enddiastole, in der die Herzbewegung minimal ist, aufgenommen werden. Dafür wird während der Untersuchung ein 3-Kanal-EKG geschrieben, mit dem im Nachhinein zugeordnet werden kann, welche Bilddaten in der Enddiastole aufgenommen wurden. Dieses Vorgehen wird als retrospektives EKG-Gating bezeichnet. Allerdings werden hierdurch auch in allen anderen Phasen der Herzaktionen Bilddaten erzeugt, was eine unnötig hohe Strahlenbelastung für den Patienten zur Folge hat. Deshalb ist es von Vorteil, die prospektive EKG-Triggerung anzuwenden und mit Hilfe des EKGs die Bilddaten von vornherein gezielt nur in der Enddiastole aufzunehmen. Dadurch wird allerdings die Anfälligkeit für Artefakte erhöht, die durch irreguläre Herzbewegungen verursacht werden, weshalb bei höheren Herzfrequenzen in der Regel das retrospektive EKG-Gating zur Anwendung kommen muss. (Hosch et al., 2011)

Jodhaltiges Kontrastmittel ist wie bei der konventionellen Koronarangiographie auch bei der CT-Koronarangiographie erforderlich. Es verursacht selten schwere Nebenwirkungen, kann aber mitunter allergische Reaktionen auslösen (Vionnet et al., 2013) oder zu einer Kontrastmittelnephropathie führen, wobei dieses Risiko vorrangig bei Patienten mit vorbestehender Niereninsuffizienz relevant ist (Hossain et al., 2018). In einzelnen Fällen können durch das Jod auch thyreotoxische Krisen verursacht werden (van der Molen et al., 2004). Diese Risiken bestehen sowohl bei der konventionellen als auch bei der CT-Koronarangiographie. Allerdings wird das Kontrastmittel bei der CT-Koronarangiographie über einen peripheren venösen Zugang injiziert, was in der Regel mit weniger Komplikationen bei der Gefäßpunktion verbunden ist und vor allem entfällt das Risiko für Gefäßverletzungen oder Irritation des Reizleitungssystems, welches bei der konventionellen Koronarangiographie durch den notwendigen Katheter besteht.

1.4 Bolus-Tracking

Um eine gute Kontrastmittelfüllung der Arterien zu erreichen, ist bei der CT-Koronarangiographie die Festlegung des Zeitraumes der Datenakquisition besonders wichtig und hat einen großen Einfluss auf die Bildqualität. Sowohl bei einem zu frühen als auch bei einem zu späten Start der Messung kommt es zu unzureichender arterieller Kontrastierung und somit zu Einschränkungen der Bildqualität. Kreislaufparameter wie Herzfrequenz und Herzminutenvolumen beeinflussen die Anflutungsdauer des Kontrastmittels vom peripheren venösen Zugang über das rechte Herz und die Lungengefäße bis ins linke Herz und die Koronararterien und weisen eine große Variationsbreite auf. Auch die Körpergröße sowie das Körpergewicht des Untersuchten spielen dabei eine Rolle. Deshalb können bei der CT-Koronarangiographie keine festen Zeitintervalle zwischen Beginn der Kontrastmittelinjektion und Beginn der Datenakquisition definiert werden. Stattdessen muss dieses Zeitintervall für jede Untersuchung individuell an den Patienten angepasst werden.

Eine Möglichkeit, dieses Zeitintervall zu bestimmen, stellt die Test-Bolus-Technik dar, bei der die Zeit bis zur höchsten Kontrastierung zunächst durch einen kleineren Kontrastmittel-Bolus mittels Low-Dose-Scan bestimmt wird. Erst danach wird der diagnostische Kontrastmittel-Bolus appliziert und die Daten werden im vorher bestimmten Zeitfenster der besten Kontrastierung akquiriert. Bei CT-Angiographien der Pulmonalarterien ist die Test-Bolus-Technik eine gängige und gut funktionierende Alternative (Kerl et al., 2012).

Eine andere Möglichkeit bietet die sogenannte Bolus-Tracking-Technik. Diese wird seit Jahren bevorzugt für die Auslösung der Datenakquisition bei CT-Angiographien verwendet (Cademartiri et al., 2004). Ein Test-Bolus ist hierbei nicht erforderlich, stattdessen kann bei dieser Methode direkt der diagnostische Kontrastmittel-Bolus appliziert werden. Dabei ist die Positionierung der sogenannten Region of Interest (ROI) besonders wichtig. Sie stellt einen zirkulären Bereich in einer Bildebene dar, in der die Dichte in Hounsfield Einheiten (HU, von engl. Hounsfield-Units) gemessen werden kann. Wird diese ROI in einem Gefäß platziert, kann durch das wiederholte Scannen einer einzelnen Schicht, welche diese ROI beinhaltet, mit einer geringen Strahlendosis die Anflutung des Kontrastmittels nachverfolgt werden. Das Kontrastmittel führt zu einer vermehrten Absorption von Röntgenstrahlen und damit zu höheren Dichtewerten, wobei das Erreichen eines bestimmten Schwellenwertes den Start der Datenakquisition triggert.

Da die Koronararterien aus der Aorta ascendens kurz oberhalb der Klappenebene entspringen, wird bei der CT-Koronarangiographie die ROI in der Regel in der Aorta ascendens positioniert. Bei Untersuchungen, bei denen neben den Koronararterien auch die thorakale Aorta und die Pulmonalarterien und -venen dargestellt werden sollen, wird die ROI dagegen meist im linken Vorhof positioniert. Eine solche Darstellung erfolgt bei der sogenannten Triple-Rule-Out-CT-Angiographie (TRO-CTA), welche dem Ausschluss der wichtigsten Differentialdiagnosen bei Thoraxschmerzen dient. Dazu zählen neben der koronaren Herzkrankheit auch die Lungenarterienembolie sowie eine Aortendissektion oder die Ruptur eines Aortenaneurysmas. (Halpern, 2009)

Während die Vorteile der Bolus-Tracking-Technik gegenüber der Test-Bolus-Technik bei der CT-Koronarangiographie gut untersucht sind (Cademartiri et al., 2004), ist die Positionierung der ROI für das Bolus-Tracking größtenteils empirischer Natur und bisher wenig analysiert. Huang et al. haben den Einfluss der ROI-Position bei der zerebralen CT-Angiographie untersucht und festgestellt, dass eine Positionierung in der proximalen Aorta descendens gegenüber der Aorta ascendens vorteilhaft ist (Huang et al., 2013). Damm et al. haben dagegen den Einfluss der ROI-Position auf die Kontrastierung der Pulmonalarterien analysiert und festgestellt, dass eine Positionierung in der Aorta descendens gegenüber einer Positionierung im Truncus pulmonalis signifikant höhere Kontrastierungen bewirkt (Damm et al., 2016).

Allerdings liegen bisher keine Untersuchungen vor, bei denen die Bildqualität der CT-Koronarangiographie mit der Bildqualität der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie bezüglich der Abbildung der Koronararterien verglichen wurde. Es ist daher nicht bekannt, ob sich die Positionierung der ROI im linken Vorhof negativ auf die Beurteilbarkeit der Koronararterien auswirkt.

Auch die Positionierung der ROI für die Triple-Rule-Out-Untersuchung ist bisher empirischer Natur. Es wurde bislang nicht untersucht, ob die Positionierung im linken Vorhof tatsächlich zu einer besseren Kontrastierung der Pulmonalarterien führt.

1.5 Fragestellung

Im Rahmen der vorliegenden Dissertation soll der Einfluss der Positionierung der Region of Interest beim Bolus-Tracking auf die Bildqualität der Koronararterien bei der CT-Koronarangiographie untersucht werden. Zu diesem Zweck sollen CT-Koronarangiographien zweier Patientengruppen verglichen werden. Bei einer Patientengruppe soll die Region of Interest im linken Vorhof positioniert sein, bei der anderen in der Aorta ascendens.

Weiterhin soll im Rahmen der Studie der Einfluss der zuvor genannten Positionierungen der Region of Interest auf die Bildqualität der Pulmonalarterien analysiert werden. Diese Untersuchung soll anhand des gleichen Patientenkollektivs durchgeführt werden, da die Pulmonalarterien bei CT-Koronarangiographien ebenfalls erfasst sind und somit das erforderliche Bildmaterial für eine Auswertung zur Verfügung steht.

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsplan

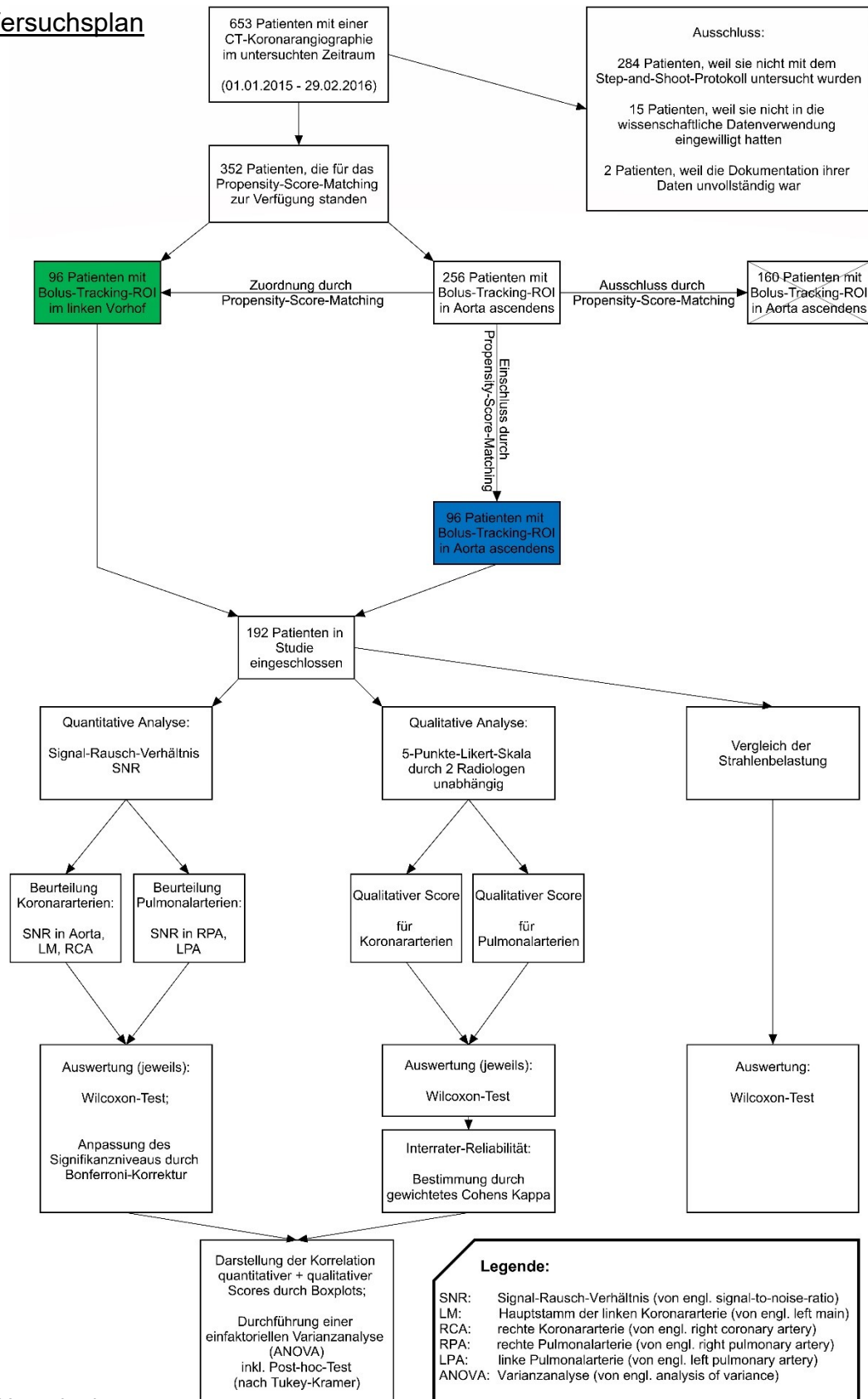


Abb.1 Versuchsplan

2.2 Patientenkollektiv und Propensity-Score-Matching

Bei der vorliegenden Dissertation handelt es sich um eine monozentrische, retrospektive Studie. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Technischen Universität Dresden bewilligt (Aktenzeichen EK529122016).

Das Krankenhausinformationssystem (KIS) des Universitätsklinikums Carl Gustav Carus an der Technischen Universität Dresden (ORBIS, Agfa Healthcare, Mortsel, Belgien) wurde nach Patienten durchsucht, die im Zeitraum vom 01.01.2015 bis zum 29.02.2016 eine CT-Koronarangiographie erhalten haben. Die Indikation zur CT-Koronarangiographie war bei allen Patienten der Ausschluss einer koronaren Herzkrankheit bei intermediärem Risiko. Das Risiko kann mit verschiedenen Scores, wie beispielsweise dem PROCAM-Score, abgeschätzt werden und gibt die Wahrscheinlichkeit an, mit der innerhalb von zehn Jahren ein Myokardinfarkt als Folge der koronaren Herzkrankheit auftritt. Als intermediär wird das Risiko bei einer Wahrscheinlichkeit von 10 - 20 % eingeschätzt (Uthoff et al., 2010).

Einschlusskriterien für die Studie waren eine durchgeführte CT-Koronarangiographie im sogenannten Step-and-Shoot-Modus, eine vorliegende Einwilligungserklärung sowie ein Patientenalter von mindestens 18 Jahren. Ausschlusskriterien waren die fehlende Einwilligungserklärung zur anonymisierten Datenverwendung im Rahmen klinisch wissenschaftlicher Untersuchungen sowie eine unvollständige Dokumentation von Bilddaten, EKG, Patientendaten (Körpergröße und -gewicht) oder verabreichter Medikation.

Insgesamt hatten 653 Patienten im untersuchten Zeitraum eine CT-Koronarangiographie bekommen. Davon wurden 369 Patienten mit dem Step-and-Shoot-Protokoll untersucht. Bei allen Patienten lag eine schriftliche Einwilligungserklärung vor. Das Patientenalter betrug in allen Fällen mindestens 18 Jahre. 15 Patienten wurden ausgeschlossen, weil sie nicht in die wissenschaftliche Datenverwendung eingewilligt hatten. Bei zwei Patienten war die Dokumentation ihrer Daten unvollständig. Von den verbleibenden 352 Patienten war bei 96 die ROI für das Bolus-Tracking im linken Vorhof und bei 256 in der Aorta ascendens positioniert. (Abb.1)

Um die Positionierung der ROI im linken Vorhof mit der in der Aorta ascendens vergleichen zu können, sollten mit Hilfe des Propensity-Score-Matchings (Baek et al., 2015) zwei Patientengruppen gebildet werden, die sich in verschiedenen Merkmalen, die Einfluss auf die Qualität einer CT-Angiographie haben, möglichst ähnlich sind. Als Matching-Kriterien

wurden deshalb Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz festgelegt. Für die Durchführung des Propensity-Score-Matchings wurde die freie Programmiersprache „R“ (The R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich) verwendet. Mit dem R-Paket „MatchIt“ (Ho et al., 2011) wurde eine vergleichbare Kontrollgruppe gebildet. Hierbei wurde das Geschlecht als Variable festgelegt, nach der exakt gematcht werden sollte. Für Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz wurde hingegen die sogenannte „Nearest-Neighbor-Methode“ (Ho et al., 2011) angewendet. Somit bestand jede Stichprobe aus 96 Patienten (je 61 Männer und 35 Frauen), sodass insgesamt 192 Patienten in die Studie eingeschlossen wurden. Durch das Matching war ein Vergleich der beiden Bolus-Tracking-Techniken möglich, ohne dass dieselben Patienten zwei CT-Koronarangiographien mit unterschiedlichen ROI-Positionierungen erhalten mussten. Für die Auswertung lagen demzufolge zwei verbundene Stichproben vor.

2.3 Dual-Source-Computertomographie

Alle CT-Koronarangiographien wurden an einem Dual-Source-Computertomographen der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) durchgeführt (Abb.2). Die Patienten wurden in Rückenlage untersucht.



Abb.2 Dual-Source-Computertomograph der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland; mit freundlicher Genehmigung)

Die angewendete Dual-Source-Technik ermöglicht eine erheblich schnellere Datenakquisition gegenüber herkömmlichen Single-Source-Geräten. Der erste Dual-Source-Computertomograph wurde im Jahr 2005 vorgestellt. Geräte dieser Bauart enthalten in der Gantry (Bezeichnung für den Ringtunnel) je zwei um 90° versetzte Röntgenröhren bzw. Detektorkränze (Abb.3). Dadurch ist zur Akquisition der Bilddaten für die vom Detektor erfassten Körperabschnitte lediglich eine 90° -Drehung der Gantry notwendig. Bei herkömmlichen Computertomographen mit nur einer Röntgenröhre bzw. einem Detektorkranz wird hierzu noch eine Drehung von 180° benötigt, was zu einer schlechteren zeitlichen Auflösung führt.

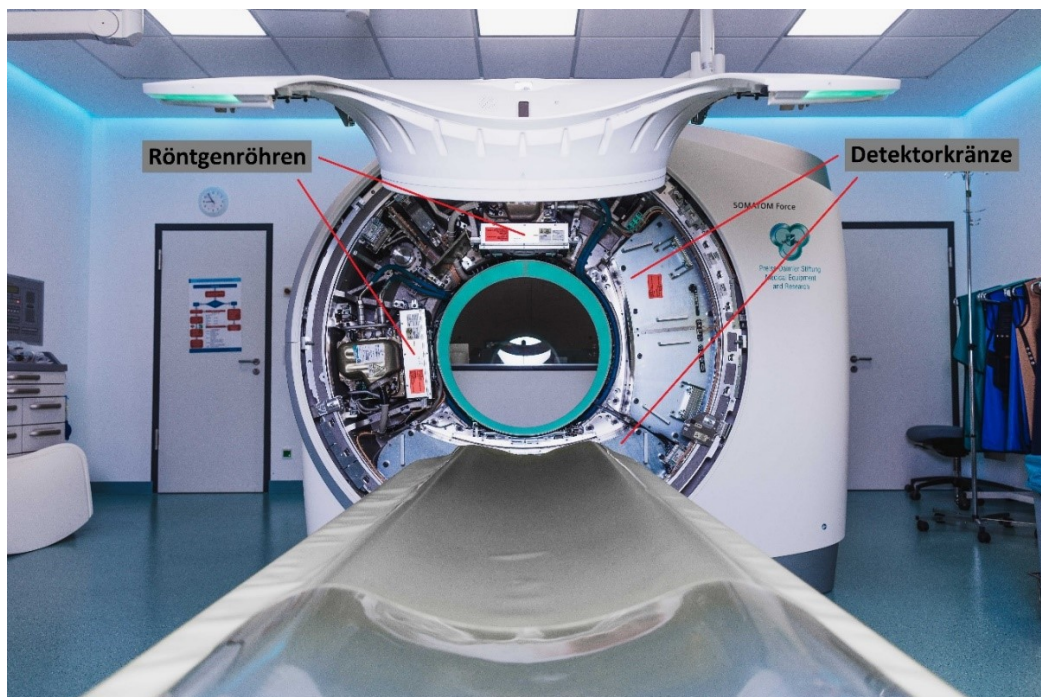


Abb.3 Dual-Source-Computertomograph der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) mit geöffneter Gantry. In diesem Computertomographen befinden sich jeweils zwei um 90° versetzte Röntgenröhren bzw. Detektorkränze.

2.4 Prospektive EKG-Triggerung vs. retrospektives EKG-Gating

Die CT-Koronarangiographien wurden in sogenannter Step-and-Shoot-Technik (Atar et al., 2010) durchgeführt, die vom Hersteller auch als „Adaptive Sequence“ bezeichnet wird. Dabei werden prospektiv EKG-getriggert Bilddaten nur in der Enddiastole aufgenommen, in der die Herzbewegung minimal ist. Dadurch werden Aufnahmen mit hoher örtlicher Auflösung trotz 60 - 80 % geringerer Strahlenexposition im Vergleich zum retrospektiven EKG-Gating erreicht (Stolzmann et al., 2008; Mitsumori, 2011). Allerdings wird hierdurch

auch die Anfälligkeit für Artefakte erhöht, die durch irreguläre Herzbewegungen verursacht werden. Aus diesem Grund wird diese Untersuchungstechnik bis zu einer Herzfrequenz von maximal ca. 75 /min angewendet (Hosch et al., 2011). In der vorliegenden Studie wurde das Aufnahmezeitfenster zwischen 50 % und 70 % des R-R-Intervalls im EKG festgelegt, die zeitliche Auflösung betrug 66 ms. Dieses für eine prospektive EKG-Triggerung relativ breite Aufnahmezeitfenster ermöglicht mehr Flexibilität und größere Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten. (Abb.4 A prospektive CT-Datenakquisition)

Bei höheren Herzfrequenzen wird im Allgemeinen das retrospektive EKG-Gating angewendet. Es ist weniger anfällig für Pulsationsartefakte, allerdings auf Kosten einer deutlich höheren Strahlenbelastung. Die Bilddaten werden dabei während der gesamten Herzbewegung aufgenommen und erst im Nachhinein den EKG-Phasen zugeordnet, wodurch Bilder mit guter Auflösung rekonstruiert werden können. (Abb.4 B retrospektive CT-Datenakquisition)

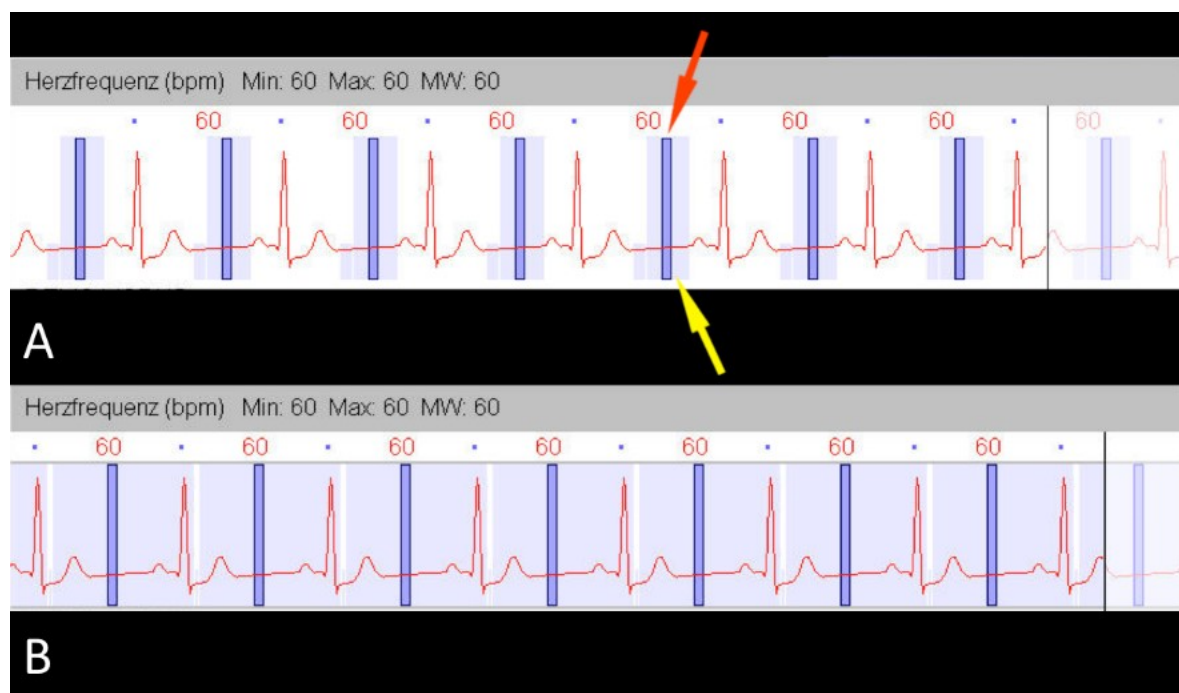


Abb.4 Schematische Darstellung der prospektiven (A) und retrospektiven (B) CT-Datenakquisition mit entsprechendem EKG-Signal. Die hellblauen Balken (gelber Pfeil) repräsentieren den Anteil des R-R-Intervalls, in dem Bilddaten akquiriert werden, während die dunkelblauen Balken (roter Pfeil) den tatsächlich für die Bildrekonstruktion verwendeten Anteil der Daten darstellen.

Legende: bpm: Schläge pro Minute (von engl. beats per minute)
 Min: minimale Herzfrequenz
 Max: maximale Herzfrequenz
 MW: mittlere Herzfrequenz

2.5 Sequentielle CT-Technik vs. Spiral-CT-Technik

Um alle Bilddaten zu generieren, wird der Patient bei der Computertomographie während der Untersuchung entlang der Longitudinalachse durch die Gantry bewegt. Eine heutzutage häufig angewendete Methode ist die Spiral-CT-Technik. Dabei wird der Patient kontinuierlich durch die Gantry bewegt und in nur einer Atempause die gesamte Bilderfassung vorgenommen. Im Nachhinein werden aus den Daten dann einzelne Schichten berechnet (Abb.5 B Spiral-CT-Technik). Diese Technik wird unter anderem beim sogenannten High-Pitch-Protokoll angewendet (Fernández del Valle et al., 2015). Es zeichnet sich durch einen besonders schnellen Tischvorschub aus, wodurch eine möglichst geringe Strahlenbelastung erreicht werden soll.

Im Gegensatz dazu wurden bei der hier verwendeten Step-and-Shoot-Technik nacheinander drei bis vier parallele, nur minimal überlappende Blöcke in sequentieller CT-Technik am ruhenden Patienten aufgenommen (Stolzmann et al., 2008). Bei dieser Methode wird für jeden Block ein einzelnes Atemkommando benötigt, wobei der Patient zwischen den Aufnahmen der einzelnen Blöcke jeweils zur nächsten Position durch die Gantry geschoben wird (Abb.5 A sequentielle CT-Technik). Ein entscheidender Vorteil des Step-and-Shoot-Protokolls ist, dass auch bei Patienten mit einem hohen Body-Mass-Index (BMI) eine gute Bildqualität erzielt werden kann. Dagegen scheint die Anwendung des High-Pitch-Protokolls bei solchen Patienten zu verstärktem Bildrauschen zu führen und nur für ein sehr begrenztes Patientenkollektiv, was vorrangig aus jungen Patienten mit einem niedrigen BMI besteht, eine geeignete Alternative zu sein (Seppelt D, Schweizer Röntgenkongress 2016).

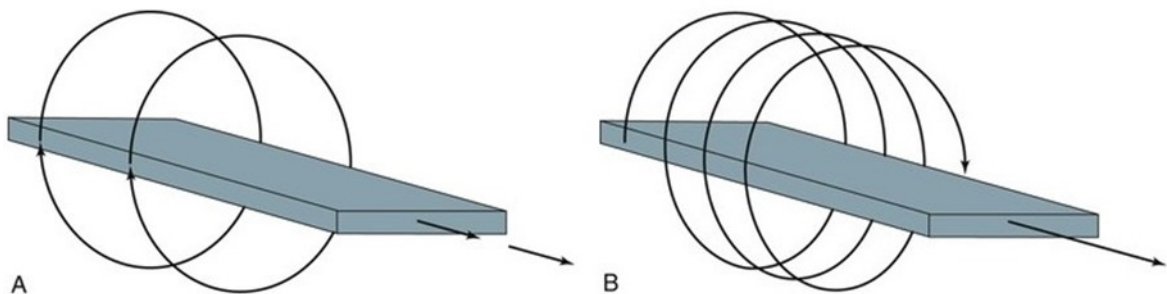


Abb.5 Vergleich sequentielle CT-Technik (A) vs. Spiral-CT-Technik (B).

(Quelle: https://clinicalgate.com/wp-content/uploads/2015/06/c00022_f022-003-9781455753048.jpg)

In der vorliegenden Studie wurden die Untersuchungen mit einer Kollimation von 2 x 96 x 0.6 mm und einer Gantry-Rotationszeit von 0.25 s durchgeführt. Jeder Block enthielt 152 Schichten mit einer Schichtdicke von dementsprechend 0.6 mm. Die Daten wurden dabei in caudocranialer Richtung aufgenommen und die Aufnahmezeit für jeden Block betrug 0.14 s. Axiale CT-Angio-Bilder wurden mit einem „weichen“ B26-Rekonstruktionskernel in einer Schichtdicke von 0.6 mm und einem Sichtfeld (FoV, von engl. field of view) von 180 x 180 mm rekonstruiert.

2.6 Prämedikation und Kontrastmittel

Vor der Untersuchung wurde ein peripherer Venenkatheter der Größe 18 G (grüne Flexüle) in der rechten Vena cephalica im Bereich der Ellenbeuge platziert. Zur Überwachung der Herzfrequenz wurde ein 3-Kanal-EKG verwendet. Um die zur prospektiven EKG-Triggerung erforderliche Herzfrequenz zu erreichen, wurden bei Patienten mit einer Herzfrequenz höher als 75 /min Beta-Blocker intravenös appliziert (Beloc® i.v., Wirkstoff Metoprololtartrat, 5 mg / 5 ml Injektionslösung, AstraZeneca, London, Vereinigtes Königreich). Die Dosierung erfolgte nach den Empfehlungen von Pannu et al. Demnach bekamen die Patienten zunächst 2.5 mg Metoprolol intravenös. Zusätzliches Metoprolol bis zu einer Maximaldosis von 15 mg wurde in Fünf-Minuten-Intervallen verabreicht, bis eine Herzfrequenz von ca. 75 /min oder weniger erreicht wurde (Pannu et al., 2006). Dabei wurden folgende Kontraindikationen für Betablocker beachtet: Asthma bronchiale, AV-Überleitungsstörungen, Einnahme von Kalziumkanalblockern vom Verapamil- oder Diltiazem-Typ sowie Einnahme von PDE-5-Hemmern (Herdegen, 2008).

Insgesamt bekamen 109 von 192 Patienten (56.77 %) eine intravenöse Prämedikation in Form von Metoprolol. Bei 62 Patienten war eine Dosis von 5 mg ausreichend, um den gewünschten Frequenzbereich zu erreichen. Bei 34 Patienten war eine Dosis von 10 mg notwendig. 13 Patienten benötigten hierfür die Maximaldosis von 15 mg.

Zusätzlich erhielten nahezu alle Patienten (186 von 192 (96.88 %)) eine Minute vor Beginn der CT-Untersuchung eine Einzeldosis Nitroglycerin-Spray sublingual (Nitrolingual® akut Spray sublingual, Wirkstoff Glyceroltrinitrat, 0.4 mg /Sprühstoß, Pohl-Boskamp, Hohenlockstedt, Deutschland) (Chun et al., 2008; Takx et al., 2015). Lediglich 6 Patienten mit bestehender Hypotonie bekamen bei einer ausreichend niedrigen Herzfrequenz gar keine Prämedikation, also weder Metoprolol noch Nitroglycerin-Spray. (Tab.1)

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Patienten- zahl | Prämedikation | | | | |
|---------------------------------------|--------------------|---------------|------------------|---------------------------------------|--|--|
| | | keine | 1 Hub „Nitro“ | 1 Hub „Nitro“ + 5 mg „Beloc“ | 1 Hub „Nitro“ + 10 mg „Beloc“ | 1 Hub „Nitro“ + 15 mg „Beloc“ |
| Aorta ascendens | 96 | 4 (4.17 %) | 92 (95.83 %) | 26 (27.08 %) | 21 (21.88 %) | 5 (5.21 %) |
| Linker Vorhof | 96 | 2 (2.08 %) | 94 (97.92 %) | 36 (39.13 %) | 13 (13.54 %) | 8 (8.33 %) |
| Gesamt | 192 | 6 (3.13 %) | 186 (96.88 %) | 62 (32.29 %) | 34 (17.71 %) | 13 (6.77 %) |

Tab.1 Prämedikation

„Nitro“: Nitrolingual® akut Spray sublingual, Wirkstoff Glyceroltrinitrat, 0.4 mg /Sprühstoß

„Beloc“: Beloc® i.v., Wirkstoff Metoprololtartrat, 5 mg / 5 ml Injektionslösung

Nach der Untersuchung wurden ambulante Patienten für 30 Minuten im Wartebereich der Computertomographie hinsichtlich möglicher Nebenwirkungen oder Komplikationen überwacht und konnten anschließend entlassen werden. Den Patienten wurde bei entsprechender Prämedikation empfohlen, innerhalb der ersten zwei Stunden nach der Untersuchung nicht selbst Auto zu fahren, um mögliche Probleme in Folge einer Hypotonie zu vermeiden.

Wie bei allen CT-Angiographien wurde auch bei den hier beschriebenen CT-Koronarangiographien jodhaltiges Kontrastmittel appliziert. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde bei allen Patienten 50 ml Ultravist 370 (Iopromid; Bayer Healthcare Pharmaceuticals, Berlin, Deutschland) mit einer Flussrate von 5 ml/s (Injektionsdauer 10 s) intravenös injiziert, gefolgt von 50 ml 0.9-prozentiger Natriumchlorid-Lösung mit gleicher Flussrate. Hierzu wurde eine Doppelkopf-Kontrastmittelpumpe (Medtron Accutron CT-D, Medtron, Saarbrücken, Deutschland) verwendet (Abb.6).



Abb.6 Doppelkopf-Kontrastmittelpumpe Medtron Accutron CT-D, Medtron, Saarbrücken, Deutschland

(Quelle: <https://healthcare-in-europe.com/de/radbook/ct/1576-medtron-accutron-ct-d.html>)

Bei vier Patienten bestand der Verdacht auf eine Kontrastmittelallergie. Aus diesem Grund bekamen sie als Prämedikation eine intravenöse Allergie-Prophylaxe. Zum einen erhielten sie eine Ampulle mit 4 mg eines Histamin-H1-Rezeptorantagonisten (Fenistil® i.v., Wirkstoff Dimetindenmaleat, 4 mg / 4 ml Injektionslösung, GlaxoSmithKline Consumer Healthcare GmbH & Co. KG, München, Deutschland), zum anderen eine Ampulle mit 200 mg eines Histamin-H2-Rezeptorantagonisten (H2Blocker-ratiopharm® i.v., Wirkstoff Cimetidin, 200 mg / 2 ml Injektionslösung, ratiopharm GmbH, Ulm, Deutschland).

2.7 Bolus-Tracking

Um eine optimale Kontrastierung der Koronararterien zu erreichen, wurde in beiden Patientengruppen die Bolus-Tracking-Technik angewendet, die heutzutage Standard bei CT-Koronarangiographien ist und die früher gebräuchliche Test-Bolus-Technik größtenteils verdrängt hat (Cademartiri et al., 2004). Hierbei starteten 10 s nach dem Beginn der Kontrastmittelinjektion aufeinanderfolgende Low-Dose-Scans der gleichen axialen Schicht mit einem zeitlichen Abstand von jeweils 1.13 s. Die Röhrenspannung betrug 120 kV und das Milliampere-Sekunden-Produkt 20 mAs. Bei Erreichen eines Schwellenwertes von 120 HU in der vorher festgelegten ROI innerhalb dieser axialen Schicht startete nach ei-

ner weiteren Delay-Zeit von 5 s die Datenakquisition. In diesen fünf Sekunden fuhr der Patiententisch automatisch in Startposition und der Patient bekam die Anweisung, die Luft anzuhalten. Die erforderliche Bolus-Tracking-Software „CareBolus“ wurde durch den CT-Hersteller (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) bereitgestellt. (Abb.7)

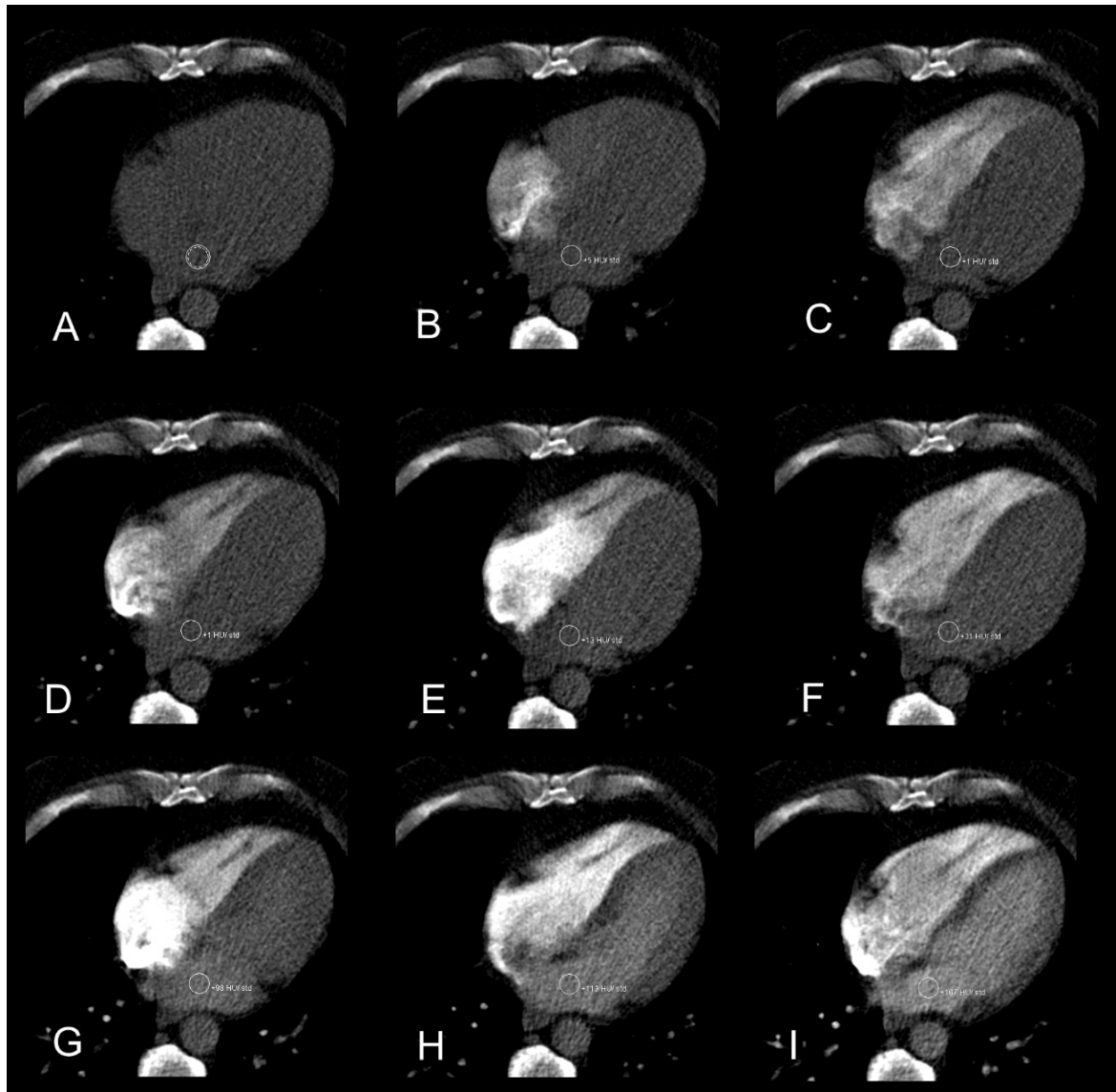


Abb.7 Prinzip der Bolus-Tracking-Technik am Beispiel eines Patienten der Experimentalgruppe. In diesem Fall ist die ROI im linken Vorhof positioniert. Die in gleicher Position und im zeitlichen Abstand von jeweils 1.13 s aufgenommenen aufeinanderfolgenden Aufnahmen (A bis I) zeigen die Anflutung des Kontrastmittels. Da dieses intravenös injiziert wird, kontrastiert sich zuerst die rechte Herzhälfte und etwas später auch die linke Herzhälfte nach der Passage des Kontrastmittels durch die Lungengefäße. Bei der letzten Aufnahme (I) ist der Schwellenwert von 120 HU erreicht, was den Start der Datenakquisition automatisch auslöst.

Die zirkuläre ROI mit einem Durchmesser von 10 mm wurde vor dem Start der Kontrastmittelinjektion in einer vordefinierten Gefäßstruktur platziert. Bei der ersten Patientengruppe, der Experimentalgruppe, handelte es sich dabei um den linken Herzvorhof (Abb.8 A). Bei der zweiten Gruppe, der Kontrollgruppe, wurde die ROI dagegen in der Aorta ascendens positioniert (Abb.8 B).

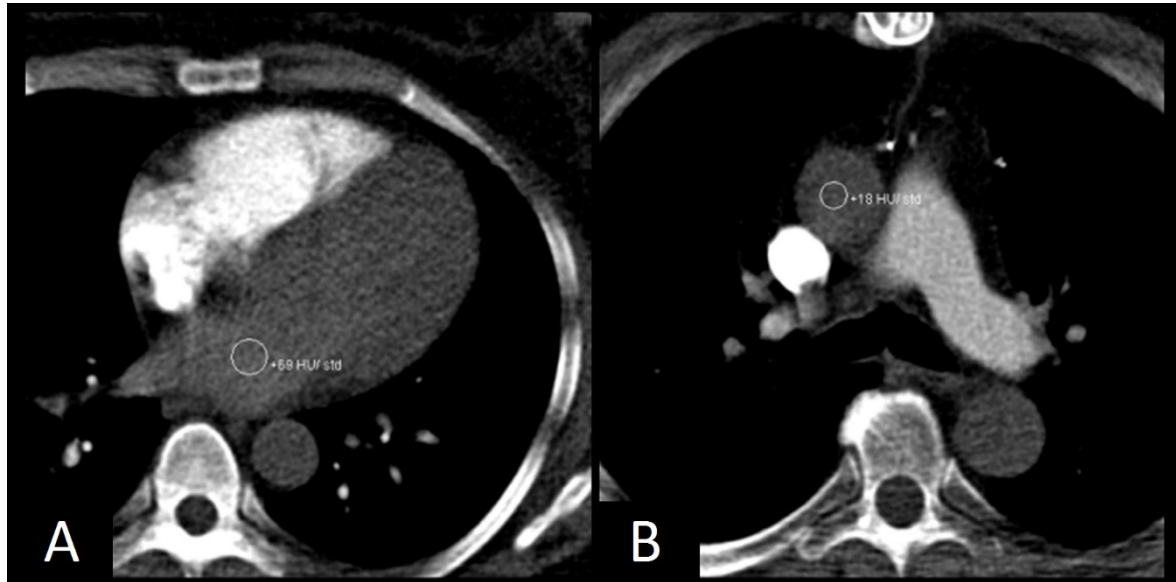


Abb.8 Positionierung der ROIs für das Bolus-Tracking. In der Experimentalgruppe (A) ist die ROI im linken Vorhof positioniert, während sie in der Kontrollgruppe (B) in der Aorta ascendens platziert ist.

2.8 Strahlenbelastung

Bei allen Untersuchungen wurde eine automatische Röhrenstrommodulation angewendet. Röhrenstrom und Röhrenspannung wurden hierbei in Abhängigkeit vom Körperbau des Patienten von der Scannersoftware (CareDose4D bzw. CarekV, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) automatisch festgelegt. (Lee et al., 2008; Shin et al., 2013)

Das Dosis-Längen-Produkt in mGycm wurde bei jeder CT-Untersuchung durch den Computertomographen berechnet und zusammen mit den Bilddaten im Bildarchivierungssystem (PACS, von engl. picture archiving and communication system) gespeichert (IMPAX EE R 20, Agfa HealthCare, Mortsels, Belgien). Zur Ermittlung der effektiven Dosis in mSv wurde das Dosis-Längen-Produkt mit einem Umrechnungsfaktor von $18 \mu\text{Sv/mGycm}$ multipliziert wie es durch Huda et al. empfohlen wird (Huda, 2008; Huda et al., 2008).

2.9 Quantitative Analyse der Koronararterien

Um die Rolle der Positionierung der Bolus-Tracking-ROI für die Darstellung der Koronararterien sowie der proximalen Aorta ascendens quantitativ zu beurteilen, wurden sowohl in der Experimentalgruppe als auch in der Kontrollgruppe an jeweils drei vordefinierten Positionen die Dichtewerte in Hounsfield-Einheiten als Maß für die Kontrastierung der Gefäße gemessen. Hierzu wurde in einer axialen CT-Schicht auf Höhe des Abganges der linken Koronararterie eine zirkuläre ROI mit einem Durchmesser von ca. 10 mm in der Mitte des Lumens der Aorta platziert. Außerdem wurde (ebenfalls in axialen CT-Schichten) im Hauptstamm der linken Koronararterie sowie in der rechten Koronararterie jeweils abgangsnah eine weitere zirkuläre ROI zur Messung positioniert (Abb.9). Der Durchmesser dieser ROIs wurde so gewählt, dass diese einerseits möglichst groß waren, andererseits aber die Gefäßwände sowie atherosklerotische Plaques ausgespart wurden. In jeder dieser ROIs wurden Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (SD) der Signalintensität gemessen. Letztere stellt ein Maß für das Bildrauschen dar. Aus beiden Größen wurde anschließend der Quotient berechnet, der dementsprechend als Signal-Rausch-Verhältnis oder Signal-to-Noise-Ratio bezeichnet wird ($SNR = \text{Mean} / \text{SD}$).

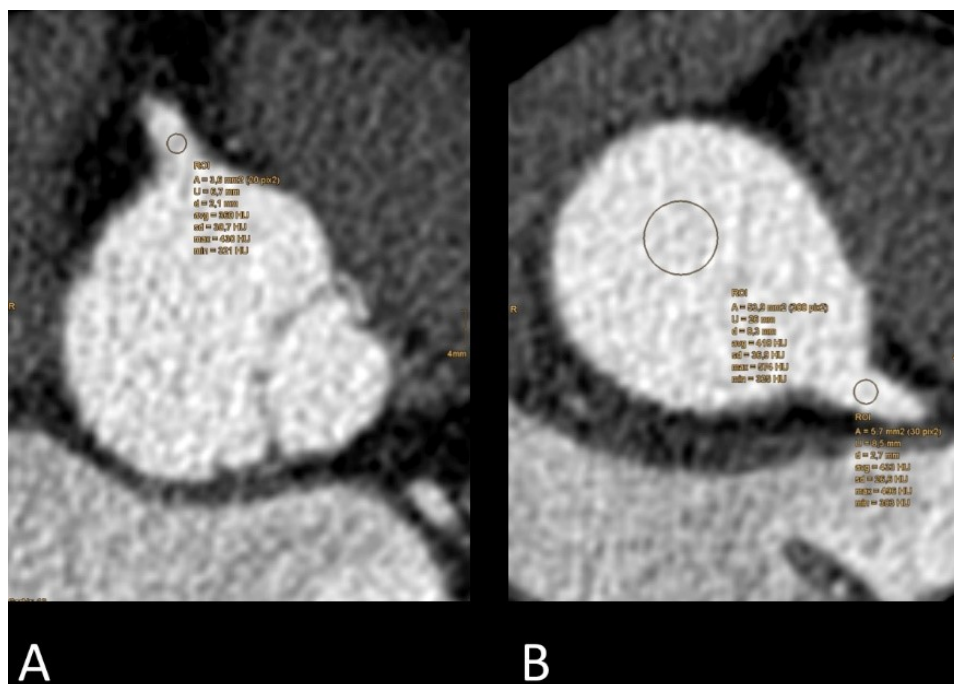


Abb.9 Positionierung der ROIs für die quantitative Analyse der Koronararterien (nach der Datenakquisition). Als Maß für die Kontrastierung wurden die Dichtewerte in Hounsfield-Einheiten (HU) sowohl in der rechten Koronararterie (A) als auch in der proximalen Aorta ascendens und dem Hauptstamm der linken Koronararterie (jeweils B) gemessen.

2.10 Quantitative Analyse der Pulmonalarterien

Um die Rolle der Positionierung der Bolus-Tracking-ROI für die Darstellung der Pulmonalarterien quantitativ zu beurteilen, wurden wiederum an zwei vordefinierten Positionen die Dichtewerte in Hounsfield-Einheiten als Maß für die Kontrastierung der Gefäße gemessen. Hierzu wurde in axialen CT-Schichten jeweils eine zirkuläre ROI mit einem Durchmesser von ca. 10 mm in der Mitte des Lumens der rechten bzw. linken Pulmonalarterie abgangsnah platziert (Abb.10). In jeder dieser ROIs wurden Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (SD) der Signalintensität gemessen sowie das Signal-Rausch-Verhältnis als Quotient aus beiden errechnet ($SNR = \text{Mean} / \text{SD}$).

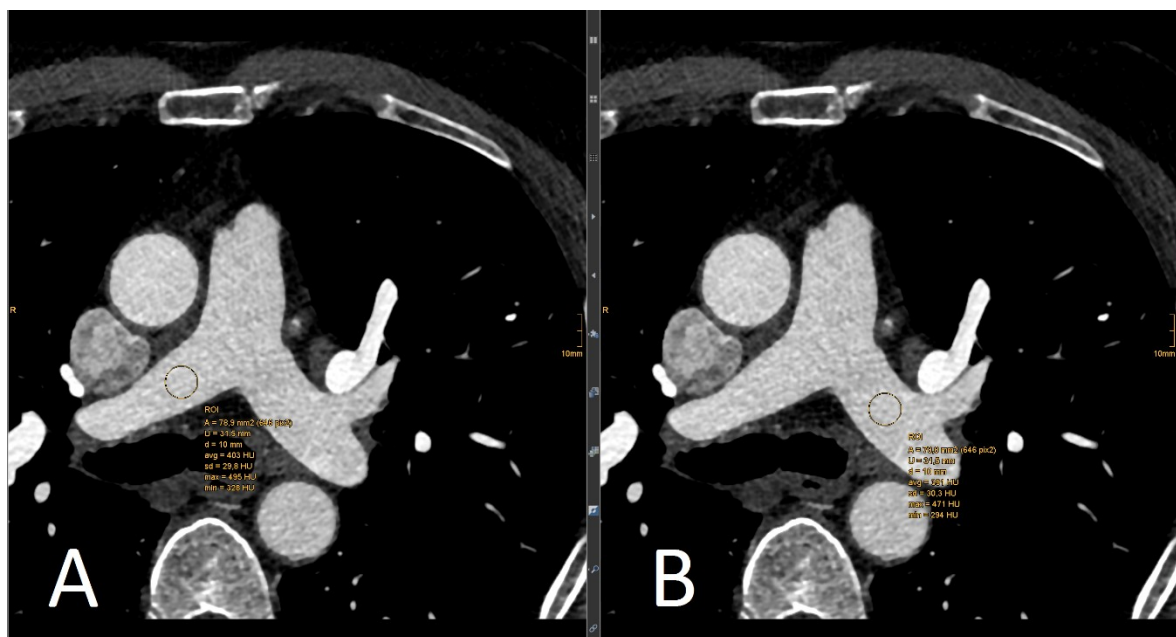


Abb.10 Positionierung der ROIs für die quantitative Analyse der Pulmonalarterien (nach der Datenakquisition). Als Maß für die Kontrastierung wurden die Dichtewerte in Hounsfield-Einheiten (HU) sowohl in der rechten Pulmonalarterie (A) als auch in der linken Pulmonalarterie (B) gemessen.

2.11 Qualitative Analyse der Koronar- und Pulmonalarterien

Die qualitative Analyse wurde von zwei Fachärzten für Radiologie mit 10 bzw. 6 Jahren Erfahrung in der Beurteilung von CT-Koronarangiographien unabhängig voneinander durchgeführt. Beide waren bezüglich der Position der Bolus-Tracking-ROI verblindet. Sie bewerteten die CT-Bilder an einer Workstation, die mit einer PACS-Software (IMPAX EE R 20, Agfa HealthCare, Mortsel, Belgien) ausgestattet war. Zum einen vergaben sie einen Score für die Koronararterien, zum anderen einen Score für die Pulmonalar-

terien. Um die Bildqualität standardisiert einzuschätzen, wurde eine Likert-Skala verwendet und es wurden die Punkte von 1 bis 5 vergeben:

- (1) schlechte Bildqualität, starkes Rauschen, schlechte Gefäßwandabgrenzung
- (2) akzeptable Bildqualität, erhebliches Rauschen, teilweise eingeschränkte Gefäßwandabgrenzung
- (3) gute Bildqualität, wenig Rauschen, gute Gefäßwandabgrenzung
- (4) sehr gute Bildqualität, sehr wenig Rauschen, eindeutige Gefäßwandabgrenzung
- (5) ausgezeichnete Bildqualität, kein Rauschen, hervorragende Gefäßwandabgrenzung

Im Falle nicht übereinstimmender Bewertungen wurde der qualitative Gesamtscore durch beide Radiologen in Konsensus beschlossen.

2.12 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse wurde mit MedCalc Statistical Software Version 16.4.3 (MedCalc Software bvba, Ostende, Belgien) durchgeführt. Die Erstellung der Diagramme erfolgte mit Microsoft Office Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, USA).

Um die passenden Tests für den Vergleich der zwei Patientengruppen auswählen zu können, wurden zunächst alle zu vergleichenden Variablen auf eine Normalverteilung untersucht. Hierzu wurde der Shapiro-Wilk-Test verwendet (Shapiro und Wilk, 1965). Er zeigte in der Mehrzahl der Fälle durch einen p-Wert von $p < 0.05$, dass die gemessene Größe keiner Normalverteilung folgt (*siehe Datenanhang: Tab.19 (S.62)*). Da in diesen Fällen für die Detektion eines Unterschiedes zwischen den Gruppen ein nicht-parametrischer Test verwendet werden sollte, wurden in dieser Studie grundsätzlich nicht-parametrische Tests angewendet, um nicht mehrfach zwischen parametrischen und nicht-parametrischen Tests wechseln zu müssen. Dieses Vorgehen sollte zu einer besseren Vergleichbarkeit der p-Werte führen, zumal nicht-parametrische Tests gleichermaßen für den Vergleich normalverteilter als auch nicht-normalverteilter Größen herangezogen werden können. (Wilcox, 2012)

Zunächst wurden die beiden Patientengruppen, die vor dem Propensity-Score-Matching als unverbundene Stichproben vorlagen, hinsichtlich ihrer Körpergröße, ihres Körperge-

wichtes und ihrer Herzfrequenz auf Unterschiede untersucht. Hierzu wurde der Mann-Whitney-U-Test als nicht-parametrischer Signifikanztest für unverbundene Stichproben angewendet (Bland, 2015). Hierbei würde ein größerer p-Wert eine größere Ähnlichkeit der beiden Stichproben bedeuten. (siehe Datenanhang: Tab.20; Tab.22; Tab.24 (S.63-65))

Dementsprechend sollte das anschließend erfolgte Propensity-Score-Matching eine Erhöhung des p-Wertes bewirken. Durch das Matching lagen für die statistischen Tests nun verbundene Stichproben vor. Deshalb wurde jetzt der Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Signifikanztest für verbundene Stichproben angewendet, um die erreichte vermeintlich größere Ähnlichkeit der beiden Patientengruppen zu zeigen. (siehe Datenanhang: Tab.21; Tab.23; Tab.25 (S.63-65))

Allerdings wird das Ergebnis eines Signifikanztests durch die Größe der Stichprobe beeinflusst, sodass er für den Vergleich der Stichproben, die vor bzw. nach dem Matching unterschiedliche Größen aufweisen, prinzipiell wenig geeignet ist. Dagegen ist die „Standardized Difference“ (d) unabhängig von der Stichprobengröße und dadurch besser für den Vergleich der Patientengruppen vor und nach dem Matching geeignet (Austin, 2009). Deshalb wurde diese Standardized Difference zusätzlich zum Vergleich herangezogen. Das Ziel war ein Unterschreiten des Betrages von $d = 0.1$ für alle drei Variablen (Körpergröße, Körpergewicht, Herzfrequenz) nach dem Matching, wie es bei Austin (Austin, 2009) beschrieben ist. (siehe Datenanhang: Tab.26; Tab.27; Tab.28; Tab.29; Tab.30; Tab.31 (S.66-67))

Zusätzlich wurden die Patientengruppen vor und nach dem Matching anhand von Punktdiagrammen sowie Histogrammen visuell verglichen. Die graphischen Darstellungen sind im Datenanhang zu finden (Abb.24; Abb.25; Abb.26; Abb.27 (S.68-71)).

Um vermeintliche Unterschiede hinsichtlich der Strahlenbelastungen aufzuzeigen, wurden die Dosis-Längen-Produkte und die effektiven Dosen der Patienten beider Gruppen mittels Wilcoxon-Test verglichen. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0.05$ festgelegt. (siehe Datenanhang: Tab.32; Tab.33 (S.72))

Die Signalintensität, das Bildrauschen sowie das daraus errechnete Signal-Rausch-Verhältnis in der Aorta ascendens, in der proximalen rechten Koronararterie und in dem Hauptstamm der linken Koronararterie wurden zwischen den beiden Patientengruppen

ebenfalls mit Hilfe des Wilcoxon-Tests verglichen. Da es sich um multiple Vergleiche handelt, wurde hierbei die sogenannte Bonferroni-Korrektur (Bland und Altman, 1995) angewendet, um das Signifikanzniveau festzulegen. Da es sich um drei Vergleiche handelt, wurde ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0.05 / 3 = 0.0167$ festgelegt. (siehe Datenanhang: Tab.34; Tab.35; Tab.36; Tab.37; Tab.38; Tab.39; Tab.40; Tab.41; Tab.42 (S.73-77))

Um die Signalintensität, das Bildrauschen sowie das daraus errechnete Signal-Rausch-Verhältnis in der rechten bzw. linken Pulmonalarterie zwischen den beiden Patientengruppen zu vergleichen, wurde analog der Wilcoxon-Test angewendet. Da es sich um zwei Vergleiche handelt, wurde in diesem Fall mit Hilfe der Bonferroni-Korrektur ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0.05 / 2 = 0.025$ festgelegt. (siehe Datenanhang: Tab.43; Tab.44; Tab.45; Tab.46; Tab.47; Tab.48 (S.78-80))

Auch der Vergleich der qualitativen Gesamtscores beider Patientengruppen wurde mittels Wilcoxon-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde hierbei auf $\alpha = 0.05$ festgelegt. (siehe Datenanhang: Tab.49; Tab.50 (S.81))

Als Maß für die Übereinstimmung der beiden Radiologen hinsichtlich der qualitativen Scores wurde außerdem die Interrater-Reliabilität quantifiziert (Cohen, 1968; McHugh, 2012). Dazu wurde das gewichtete Cohens Kappa (κ) berechnet. Das resultierende Kappa wurde entsprechend der von Landis und Koch (Landis und Koch, 1977) vorgeschlagenen Schwellenwerte interpretiert ($\kappa < 0$ schlechte Konkordanz; 0 - 0.20 geringe Konkordanz; 0.21 - 0.40 ausreichende Konkordanz; 0.41 - 0.60 mittelmäßige Konkordanz; 0.61 - 0.80 beachtliche Konkordanz; 0.81 - 1.00 nahezu vollkommene Konkordanz). (siehe Datenanhang: Tab.51; Tab.52 (S.82))

Schließlich sollte die Studie darauf untersucht werden, ob die quantitativen Scores mit den qualitativen Scores korrelieren. Um zu untersuchen, ob bei Patienten, die einen hohen qualitativen Gesamtscore erhalten haben, auch hohe SNR-Werte gemessen wurden, wurden die Patienten nach ihrem qualitativen Gesamtscore in Gruppen eingeteilt und die durchschnittlichen SNR-Werte als Boxplot dargestellt. So sollte ein visueller Eindruck von der Korrelation zwischen den qualitativen und quantitativen Scores als Indikator für die interne Validität der Studie entstehen. Eine solche Darstellung erfolgte zum einen für die Beurteilung der Koronararterien und zum anderen für die Beurteilung der Pulmonalarterien. Dabei wurden jeweils zunächst Experimental- bzw. Kontrollgruppe getrennt betrachtet und schließlich alle 192 Patienten der Studie gemeinsam dargestellt.

Neben der rein visuellen Betrachtung sollte mit Hilfe einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA, von engl. analysis of variance) gezeigt werden, ob sich die gemessenen SNR-Werte zwischen Patienten mit verschiedenen qualitativen Scores signifikant unterscheiden, was bei einer Korrelation der quantitativen und qualitativen Scores zu erwarten wäre (Altman, 2006). Allerdings zeigt diese Varianzanalyse lediglich ob signifikante Unterschiede auftreten, nicht aber zwischen welchen Patienten diese bestehen. Um diese Frage zu beantworten, wurde anschließend der Tukey-Kramer-Test angewendet (Armitage et al., 2002). Es handelt sich dabei um einen Post-hoc-Test, der in diesem Fall alle nach den qualitativen Gesamtscores gebildeten Gruppen untereinander vergleicht und aufzeigt, zwischen welchen Gruppen signifikante Unterschiede bezüglich der SNR-Werte bestehen. (siehe Datenanhang: Tab.53; Tab.54; Tab.55; Tab.56; Tab.57; Tab.58 (S.83-88))

3 Ergebnisse

3.1 Propensity-Score-Matching

Im untersuchten Zeitraum gab es insgesamt 352 Patienten, die die Einschlusskriterien erfüllten und bei denen gleichzeitig kein Ausschlusskriterium vorlag. Bei 96 dieser Patienten war die Bolus-Tracking-ROI in linkem Vorhof positioniert, bei 256 in der Aorta ascendens. Mittels Propensity-Score-Matching wurden 96 Patientenpaare gebildet. Jedem Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof wurde somit ein Patient mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens zugeordnet. Für 160 Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens fand sich im Rahmen des Propensity-Score-Matchings kein passender Partner, diese Patienten wurden nicht in die Studie eingeschlossen.

Das Alter der 192 ausgewählten Patienten zeigte eine Spannweite von 21 bis 87 Jahren und betrug im Mittel 61 Jahre. Da beim Matching festgelegt wurde, dass das Geschlecht bei den einander zugeordneten Patienten jeweils exakt übereinstimmen sollte, bestand jede Gruppe aus genau 61 Männern und 35 Frauen.

Für die weiteren drei Variablen, nach denen gematcht wurde (Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz), sind die Verteilungen vor und nach dem Matching in Abb.11, Abb.12 und Abb.13 dargestellt. Die berechneten Mittelwerte sowie Standardabweichungen beider Gruppen sind in den jeweils darauf folgenden Tabellen (Tab.2, Tab.3 und Tab.4) zusammengefasst. Außerdem sind die p-Werte dargestellt, die mittels nicht-parametrischer Signifikanztests berechnet wurden. Als nicht von der Stichprobengröße abhängiger Wert ist zusätzlich jeweils die Standardized Difference angegeben.

Körpergröße

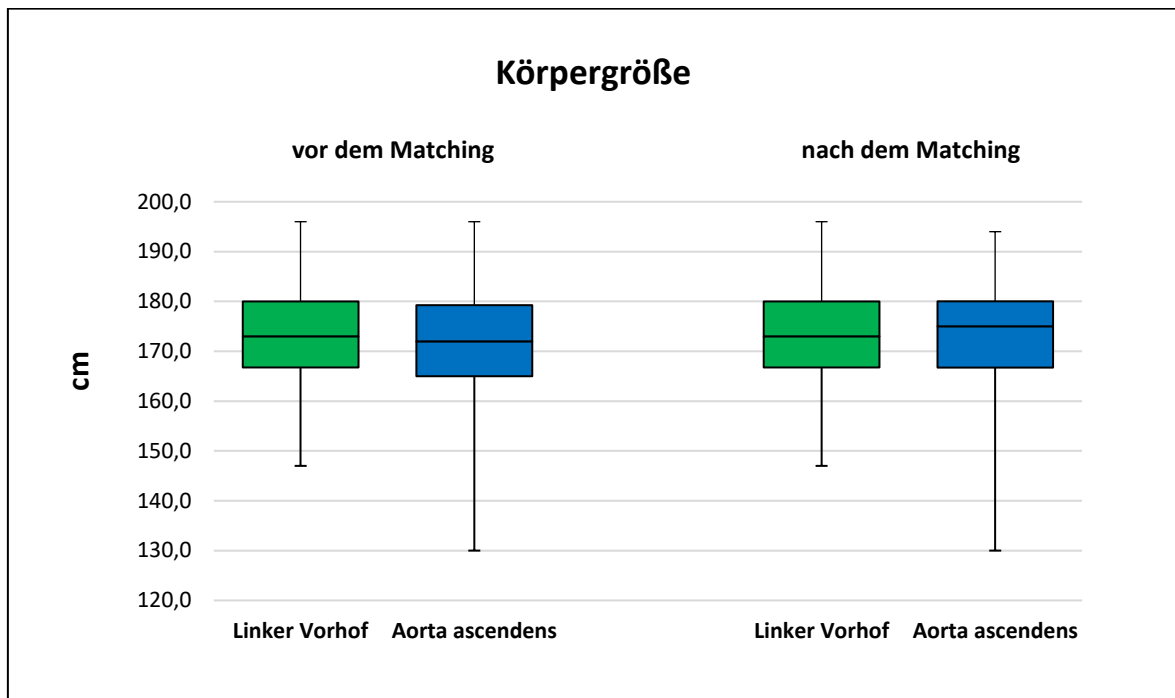


Abb.11 Verteilungen der Körpergröße in beiden Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) vor dem Propensity-Score-Matching sowie nach dem Propensity-Score-Matching.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Körpergröße (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|--|---|
| | vor dem Matching (unverbundene Stichproben) | nach dem Matching (verbundene Stichproben) |
| Linker Vorhof | 173.18 (\pm 9.97) cm | 173.18 (\pm 9.97) cm |
| Aorta ascendens | 171.83 (\pm 9.58) cm | 172.94 (\pm 10.66) cm |
| Signifikanztest: | p = 0.277 (Mann-Whitney-U) | p = 0.983 (Wilcoxon) |
| Standardized Difference: | d = 0.138 | d = 0.023 |

Tab.2 Körpergröße (Mittelwert \pm Standardabweichung) in beiden Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) vor dem Propensity-Score-Matching sowie nach dem Propensity-Score-Matching. Vergleich mittels Signifikanztests (Mann-Whitney-U-Test bzw. Wilcoxon-Test) sowie Standardized Difference.

Körpergewicht

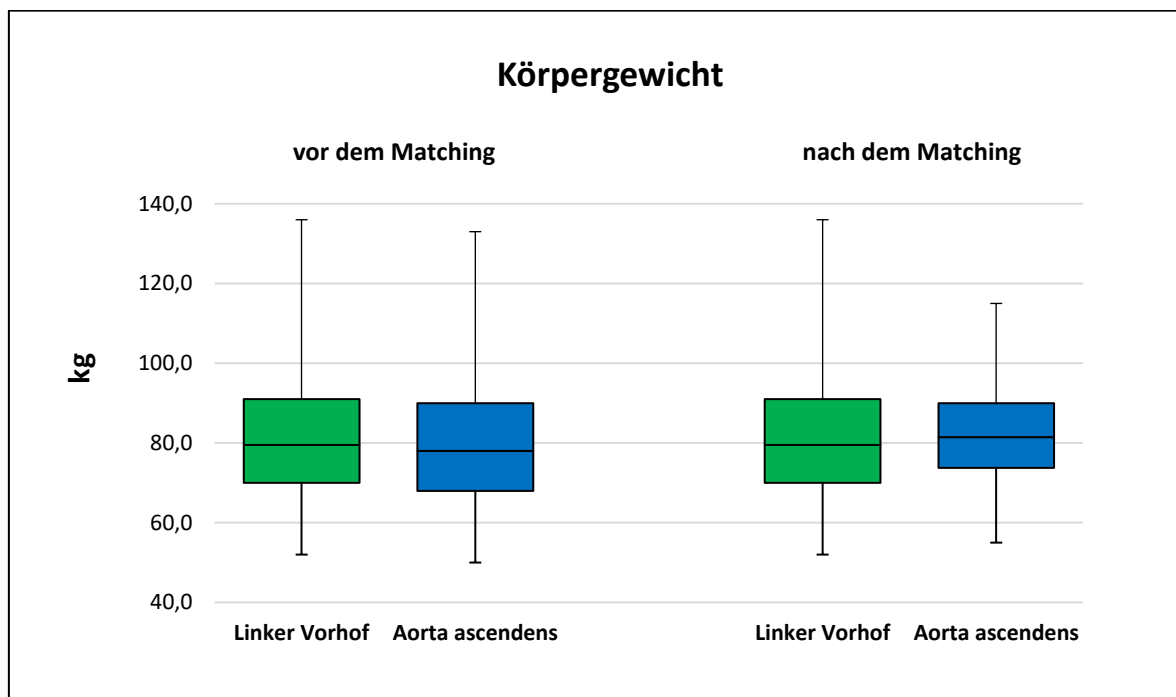


Abb.12 Verteilungen des Körpergewichts in beiden Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) vor dem Propensity-Score-Matching sowie nach dem Propensity-Score-Matching.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Körpergewicht (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|--|---|
| | vor dem Matching (unverbundene Stichproben) | nach dem Matching (verbundene Stichproben) |
| Linker Vorhof | 81.72 (\pm 15.90) kg | 81.72 (\pm 15.90) kg |
| Aorta ascendens | 80.09 (\pm 15.80) kg | 82.01 (\pm 13.10) kg |
| Signifikanztest: | p = 0.341 (Mann-Whitney-U) | p = 0.541 (Wilcoxon) |
| Standardized Difference: | d = 0.103 | d = 0.020 |

Tab.3 Körpergewicht (Mittelwert \pm Standardabweichung) in beiden Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) vor dem Propensity-Score-Matching sowie nach dem Propensity-Score-Matching. Vergleich mittels Signifikanztests (Mann-Whitney-U-Test bzw. Wilcoxon-Test) sowie Standardized Difference.

Herzfrequenz

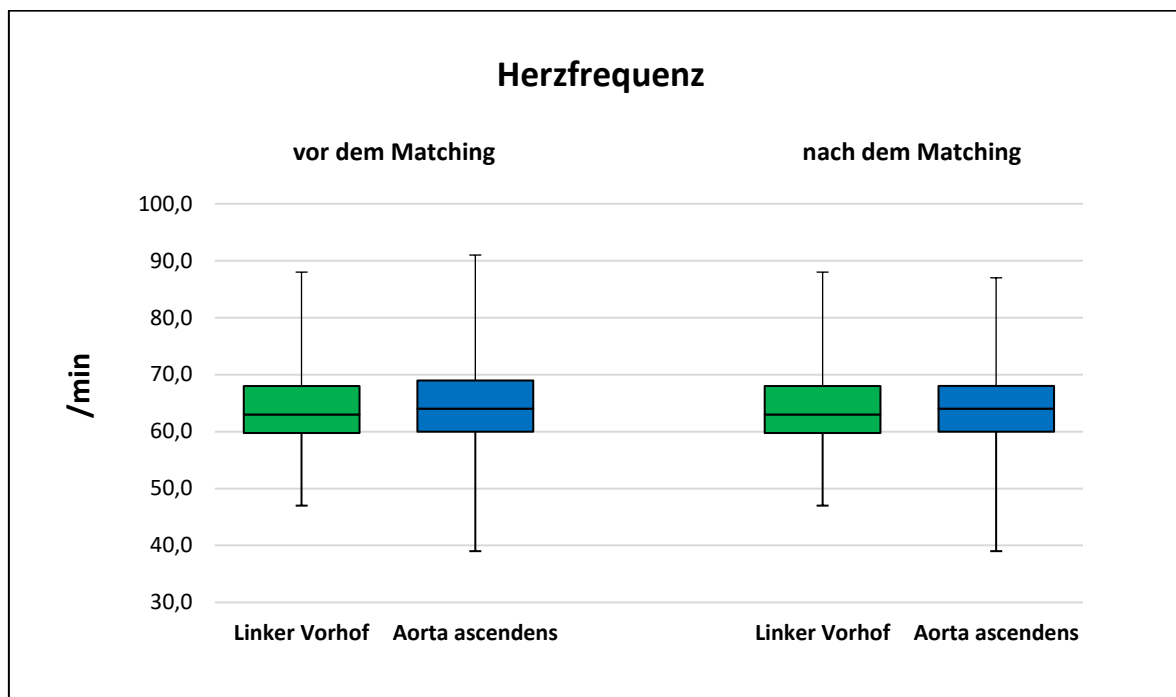


Abb.13 Verteilungen der Herzfrequenz in beiden Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) vor dem Propensity-Score-Matching sowie nach dem Propensity-Score-Matching.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Herzfrequenz (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|---|---|
| | vor dem Matching (unverbundene Stichproben) | nach dem Matching (verbundene Stichproben) |
| Linker Vorhof | 63.93 (\pm 7.21) /min | 63.93 (\pm 7.21) /min |
| Aorta ascendens | 64.82 (\pm 7.65) /min | 64.28 (\pm 7.81) /min |
| Signifikanztest: | p = 0.289 (Mann-Whitney-U) | p = 0.513 (Wilcoxon) |
| Standardized Difference: | d = 0.120 | d = 0.047 |

Tab.4 Herzfrequenz (Mittelwert \pm Standardabweichung) in beiden Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) vor dem Propensity-Score-Matching sowie nach dem Propensity-Score-Matching. Vergleich mittels Signifikanztests (Mann-Whitney-U-Test bzw. Wilcoxon-Test) sowie Standardized Difference.

Anhand der Boxplots lässt sich bereits visuell abschätzen, dass sich die Patientengruppen durch das Propensity-Score-Matching bezüglich Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz ähnlicher geworden sind. Da sich die Gruppen allerdings bereits vor dem Matching nicht signifikant in diesen Variablen unterschieden, wird dieser Effekt durch das alleinige Betrachten dieser Diagramme nicht ausreichend deutlich. Doch wenn die p-Werte vor und nach dem Matching sowie die jeweiligen Standardized Differences miteinander verglichen werden, können deutliche Unterschiede festgestellt werden. Diese Größen sind in Tab.5 nochmals zusammengefasst.

| | | vor dem Matching | nach dem Matching |
|---------------|-------------------------|------------------|-------------------|
| Körpergröße | Signifikanztest | p = 0.277 | p = 0.983 |
| | Standardized Difference | d = 0.138 | d = 0.023 |
| Körpergewicht | Signifikanztest | p = 0.341 | p = 0.541 |
| | Standardized Difference | d = 0.103 | d = 0.020 |
| Herzfrequenz | Signifikanztest | p = 0.289 | p = 0.513 |
| | Standardized Difference | d = 0.120 | d = 0.047 |

Tab.5 Ergebnisse der Signifikanztests (Mann-Whitney-U-Test für unverbundene Stichproben vor dem Matching bzw. Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben nach dem Matching) und Standardized Differences für den Vergleich der Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching bezüglich Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz.

Schon die deutliche Erhöhung der p-Werte zeigt, dass die Patientengruppen nach dem Matching besser in Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz übereinstimmen als vor dem Matching. Eine bessere Interpretation ermöglichen zudem die Standardized Differences, die im Gegensatz zu Signifikanztests unabhängig von der Stichprobengröße sind. Deren Beträge waren vor dem Matching bezüglich allen drei Variablen größer als 0.1 und sind nach dem Matching in allen drei Fällen unter 0.1 gesunken. Diese Standardized Differences sind in Abb.14 nochmals grafisch dargestellt.

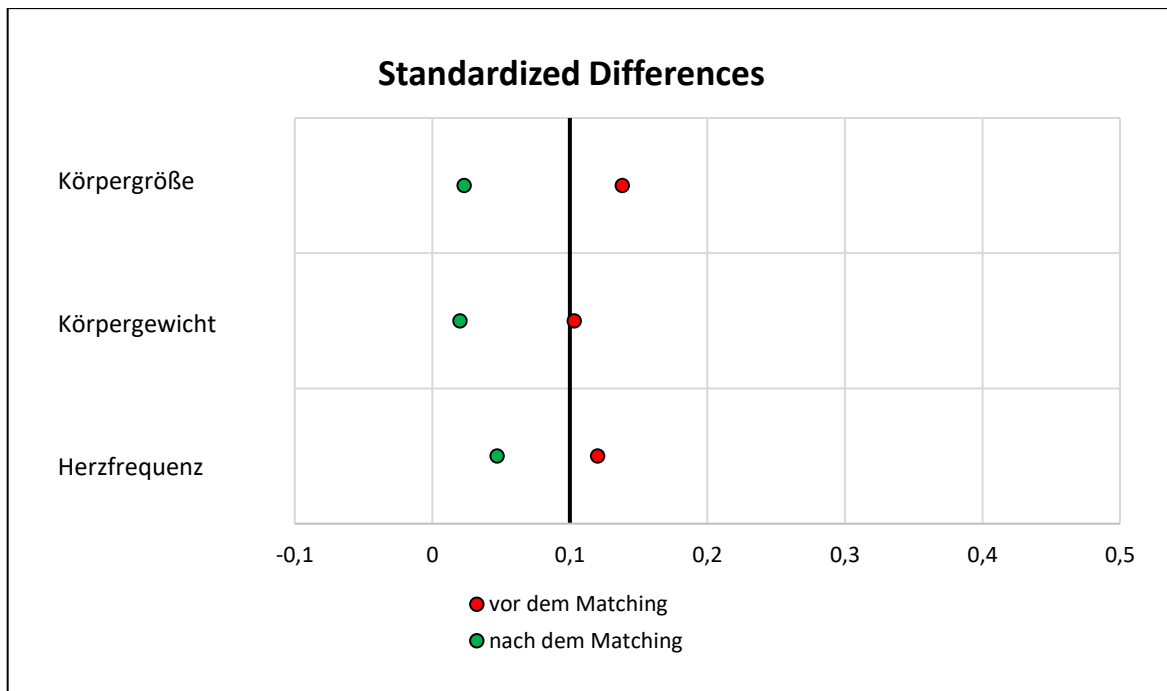


Abb.14 Standardized Differences für den Vergleich der Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching bezüglich Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz.

3.2 Strahlenbelastung

Die mittleren Dosis-Längen-Produkte sowie die daraus errechneten effektiven Dosen sind in Abb.15 dargestellt.

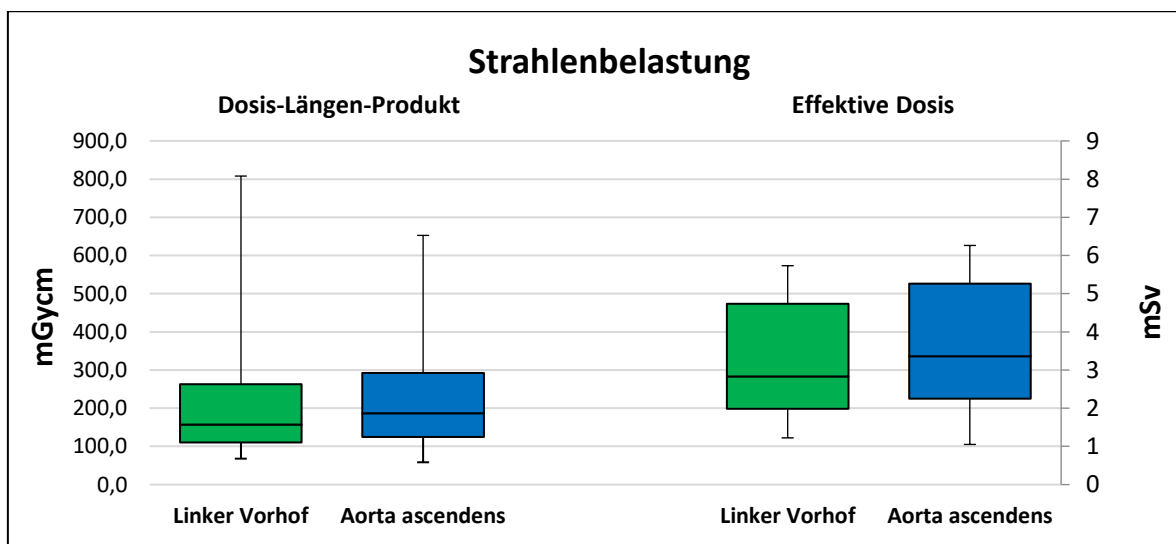


Abb.15 Vergleich der Strahlenbelastung beider Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) mittels Dosis-Längen-Produkt (in mGycm) sowie effektiver Dosis (in mSv).

Obwohl in der Abb.15 eine große Variationsbreite der gemessenen bzw. errechneten Werte erkennbar ist, stimmen die Mittelwerte in beiden Patientengruppen beinahe exakt überein. Die Ergebnisse sind in Tab.6 zusammengefasst.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Strahlenbelastung (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|---|---|
| | Dosis-Längen-Produkt | Effektive Dosis |
| Linker Vorhof | 229.23 (\pm 177.24) mGycm | 4.13 (\pm 3.19) mSv |
| Aorta ascendens | 229.31 (\pm 141.63) mGycm | 4.13 (\pm 2.55) mSv |
| Wilcoxon-Test: | p = 0.501 | p = 0.501 |

Tab.6 Mittlere Strahlenbelastung beider Patientengruppen (Experimentalgruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. Kontrollgruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens) mittels Dosis-Längen-Produkt (in mGycm) sowie effektiver Dosis (in mSv).

Das mittlere Dosis-Längen-Produkt beträgt bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof 229.23 (\pm 177.24) mGycm und bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens 229.31 (\pm 141.63) mGycm. Das entspricht jeweils einer effektiven Dosis von 4.13 mSv und einer Standardabweichung von 3.19 mSv bzw. 2.55 mSv. Somit gibt es bezüglich der Strahlenbelastung zwischen den beiden Gruppen nahezu keinen statistischen Unterschied (p = 0.501).

3.3 Quantitative Analyse der Koronararterien

In Abb.16 und Abb.17 sind die Ergebnisse der Studie bezüglich der Signalintensitäten (Mean) sowie der Standardabweichungen dieser als Maß für das Bildrauschen (SD) in den Koronararterien bzw. der proximalen Aorta ascendens in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI dargestellt. Anschließend werden die daraus berechneten Signal-Rausch-Verhältnisse (SNR) als quantitatives Maß für die Bildqualität betrachtet (Abb.18).

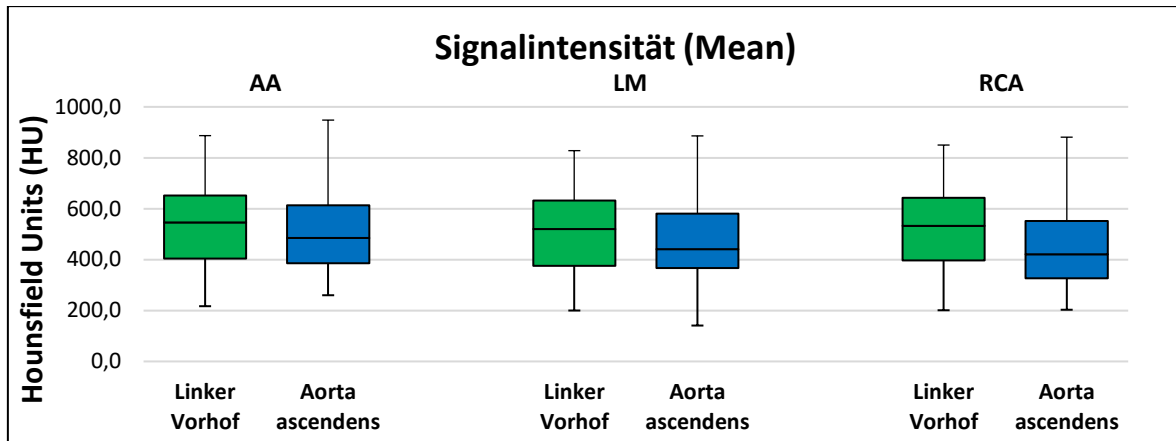


Abb.16 Signalintensitäten (in HU) in der proximalen Aorta ascendens (AA), in dem Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) und in der rechten Koronararterie (RCA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

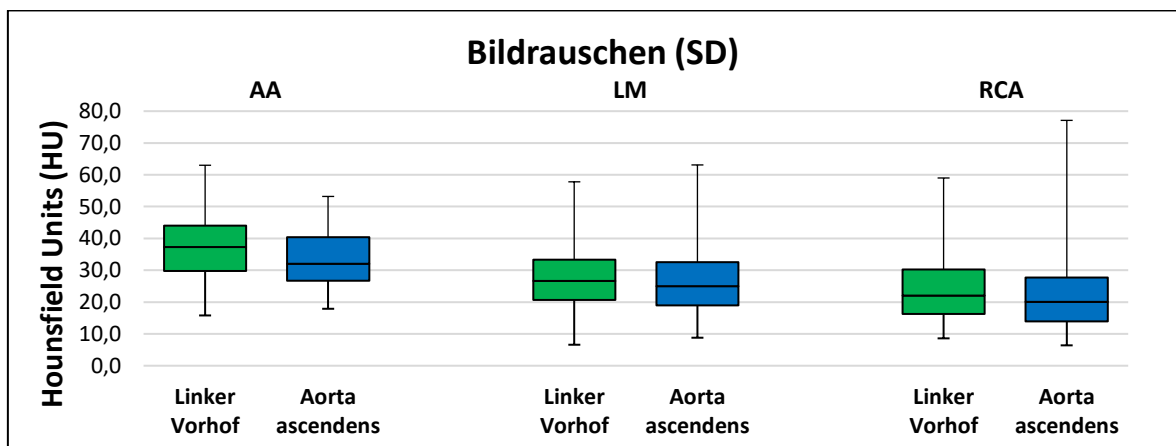


Abb.17 Bildrauschen (in HU) in der proximalen Aorta ascendens (AA), in dem Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) und in der rechten Koronararterie (RCA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

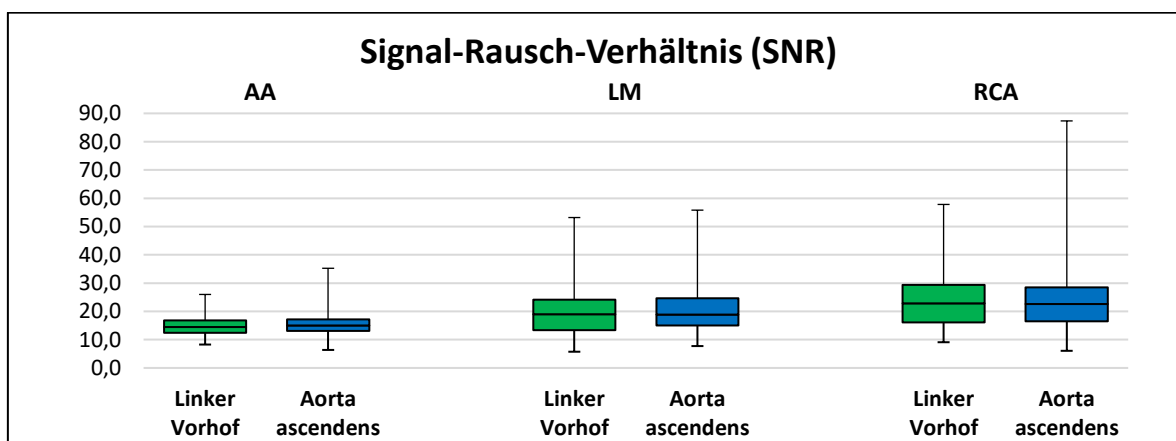


Abb.18 Signal-Rausch-Verhältnisse in der proximalen Aorta ascendens (AA), in dem Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) und in der rechten Koronararterie (RCA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

Die Ergebnisse sind in Tab.7, Tab.8 und Tab.9 zusammengefasst.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Signalintensität (Mittelwert \pm Standardabweichung) | | |
|---------------------------------------|--|--|--|
| | AA | LM | RCA |
| Linker Vorhof | 531.64 (\pm 159.18) HU | 505.08 (\pm 155.03) HU | 516.88 (\pm 164.81) HU |
| Aorta ascendens | 512.74 (\pm 158.27) HU | 481.31 (\pm 155.83) HU | 455.51 (\pm 169.88) HU |
| Wilcoxon-Test: | p = 0.374 | p = 0.308 | p = 0.007 |

Tab.7 Mittlere Signalintensitäten (in HU) in der proximalen Aorta ascendens (AA), in dem Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) und in der rechten Koronararterie (RCA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Bildrauschen (Mittelwert \pm Standardabweichung) | | |
|---------------------------------------|--|--|--|
| | AA | LM | RCA |
| Linker Vorhof | 36.45 (\pm 9.99) HU | 28.63 (\pm 11.57) HU | 24.25 (\pm 10.92) HU |
| Aorta ascendens | 33.71 (\pm 8.76) HU | 26.38 (\pm 10.58) HU | 21.79 (\pm 10.41) HU |
| Wilcoxon-Test: | p = 0.063 | p = 0.216 | p = 0.072 |

Tab.8 Mittleres Bildrauschen (in HU) in der proximalen Aorta ascendens (AA), in dem Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) und in der rechten Koronararterie (RCA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Signal-Rausch-Verhältnis (Mittelwert \pm Standardabweichung) | | |
|---------------------------------------|--|--------------------------------------|---------------------------------------|
| | AA | LM | RCA |
| Linker Vorhof | 14.92 (\pm 3.75) | 19.80 (\pm 8.36) | 24.34 (\pm 11.04) |
| Aorta ascendens | 15.46 (\pm 3.85) | 20.30 (\pm 8.34) | 24.30 (\pm 12.73) |
| Wilcoxon-Test: | p = 0.619 | p = 0.661 | p = 0.767 |

Tab.9 Mittlere Signal-Rausch-Verhältnisse in der proximalen Aorta ascendens (AA), in dem Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) und in der rechten Koronararterie (RCA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

Im Bereich der proximalen Aorta ascendens beträgt die mittlere Signalintensität (Mean) für die Experimentalgruppe (Bolus-Tracking im linken Vorhof) 531.64 (± 159.18) HU und für die Kontrollgruppe (Bolus-Tracking in der Aorta ascendens) 512.74 (± 158.27) HU. Im Bereich des Hauptstammes der linken Koronararterie beträgt die mittlere Signalintensität (Mean) für die Experimentalgruppe 505.08 (± 155.03) HU und für die Kontrollgruppe 481.31 (± 155.83) HU. Im Bereich der rechten Koronararterie beträgt die mittlere Signalintensität (Mean) für die Experimentalgruppe 516.88 (± 164.81) HU und für die Kontrollgruppe 455.51 (± 169.88) HU.

Somit ist an allen drei Messpositionen die Signalintensität in der Experimentalgruppe höher als in der Kontrollgruppe. Während diese Unterschiede in der proximalen Aorta ascendens ($p = 0.374$) und im Hauptstamm der linken Koronararterie ($p = 0.308$) nicht signifikant sind, kann im Bereich der rechten Koronararterie ($p = 0.007$) eine signifikant höhere Signalintensität in der Gruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof nachgewiesen werden.

Im Bereich der proximalen Aorta ascendens beträgt der Mittelwert der gemessenen Standardabweichungen (SD) für die Experimentalgruppe 36.45 (± 9.99) HU und für die Kontrollgruppe 33.71 (± 8.76) HU. Im Bereich des Hauptstammes der linken Koronararterie beträgt der Mittelwert der gemessenen Standardabweichungen (SD) für die Experimentalgruppe 28.63 (± 11.57) HU und für die Kontrollgruppe 26.38 (± 10.58) HU. Im Bereich der rechten Koronararterie beträgt der Mittelwert der gemessenen Standardabweichungen (SD) für die Experimentalgruppe 24.25 (± 10.92) HU und für die Kontrollgruppe 21.79 (± 10.41) HU.

Das gemessene Bildrauschen ist somit ebenfalls an allen drei Messpositionen in der Experimentalgruppe größer als in der Kontrollgruppe. Auch wenn der p-Wert an keiner Messposition das mittels Bonferroni-Korrektur festgelegte Signifikanzniveau von $\alpha = 0.0167$ unterschreitet, zeichnet sich ein deutlicher Unterschied zwischen beiden Positionen der Bolus-Tracking-ROI ab. Der Wilcoxon-Test ergibt Werte von $p = 0.063$ für die proximale Aorta ascendens, $p = 0.216$ für den Hauptstamm der linken Koronararterie und $p = 0.072$ für die rechte Koronararterie.

Bei der folgenden Berechnung der Signal-Rausch-Verhältnisse als Quotient aus Signalintensitäten und Bildrauschen ergeben sich folgende Werte. Im Bereich der proximalen Aorta ascendens beträgt der Mittelwert des SNR für die Experimentalgruppe 14.92 (± 3.75) und für die Kontrollgruppe 15.46 (± 3.85). Im Bereich des Hauptstammes der linken Koronararterie beträgt der Mittelwert des SNR für die Experimentalgruppe 19.80 (± 8.36) und für die Kontrollgruppe 20.30 (± 8.34). Im Bereich der rechten Koronararterie beträgt der Mittelwert des SNR für die Experimentalgruppe 24.34 (± 11.04) und für die Kontrollgruppe 24.30 (± 12.73).

Mit Hilfe des Wilcoxon-Tests konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses im Bereich der proximalen Aorta ascendens ($p = 0.619$), im Hauptstamm der linken Koronararterie ($p = 0.661$) oder in der rechten Koronararterie ($p = 0.767$) nachgewiesen werden.

Zusammenfassend kann also festgestellt werden, dass die Signalintensität der Koronararterien tendenziell durch eine Positionierung der Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof höher ist als bei einer Positionierung der ROI in der Aorta ascendens. Das trifft in dieser Studie vor allem für die rechte Koronararterie zu. Das Bildrauschen wird aber durch diese Positionierung ebenfalls größer, sodass sich diese Effekte gegenseitig aufheben und keine Unterschiede zwischen beiden ROI-Positionen festgestellt werden können, wenn die Signal-Rausch-Verhältnisse als Maß für die Bildqualität insgesamt betrachtet werden.

3.4 Quantitative Analyse der Pulmonalarterien

Die Ergebnisse der Studie bezüglich der Signalintensität (Mean) sowie bezüglich des Bildrauschens (SD) in den Pulmonalarterien in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI sind in Abb.19 und Abb.20 dargestellt. In Abb.21 werden die daraus berechneten Signal-Rausch-Verhältnisse (SNR) betrachtet.

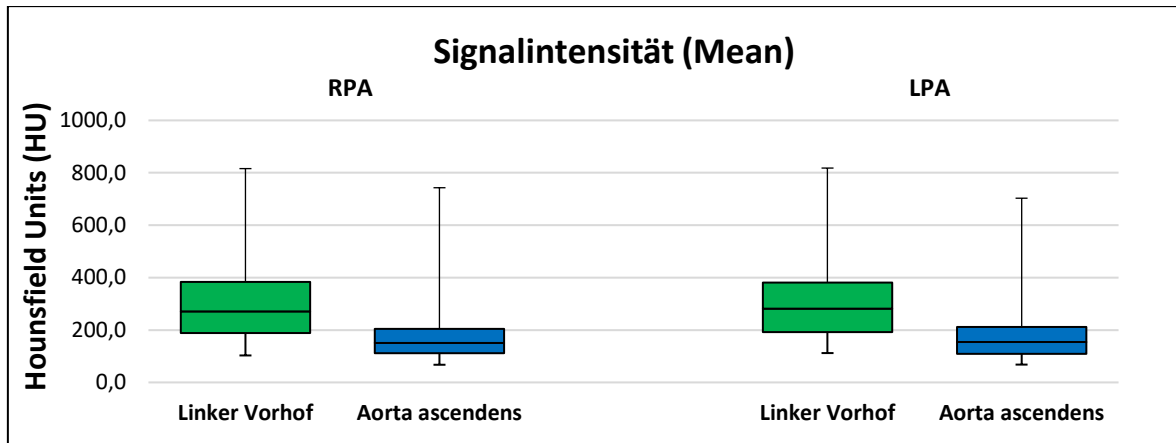


Abb.19 Signalintensitäten (in HU) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) und in der linken Pulmonalarterie (LPA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

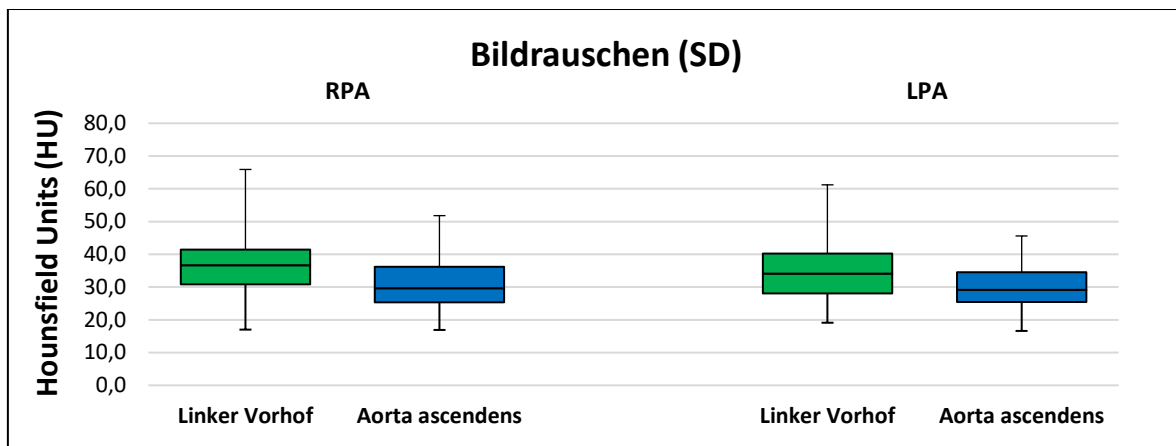


Abb.20 Bildrauschen (in HU) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) und in der linken Pulmonalarterie (LPA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

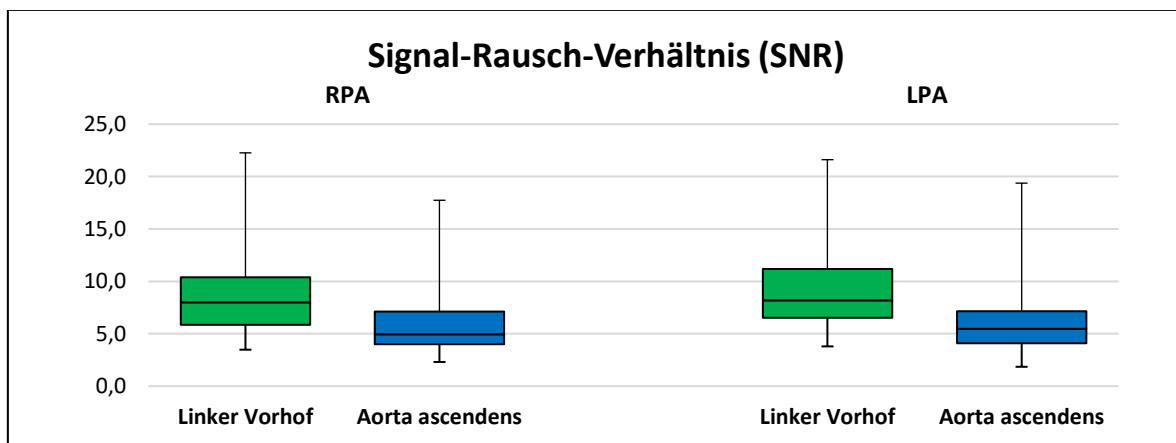


Abb.21 Signal-Rausch-Verhältnisse in der rechten Pulmonalarterie (RPA) und in der linken Pulmonalarterie (LPA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

Die Ergebnisse sind in Tab.10, Tab.11 und Tab.12 zusammengefasst.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Signalintensität (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|--|--|
| | RPA | LPA |
| Linker Vorhof | 311.47 (\pm 159.69) HU | 310.98 (\pm 158.80) HU |
| Aorta ascendens | 183.19 (\pm 114.14) HU | 186.32 (\pm 114.06) HU |
| Wilcoxon-Test: | p < 0.001 | p < 0.001 |

Tab.10 Mittlere Signalintensitäten (in HU) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) und in der linken Pulmonalarterie (LPA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Bildrauschen (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|--|---|
| | RPA | LPA |
| Linker Vorhof | 35.68 (\pm 8.35) HU | 34.50 (\pm 8.74) HU |
| Aorta ascendens | 30.98 (\pm 7.40) HU | 29.90 (\pm 7.12) HU |
| Wilcoxon-Test: | p < 0.001 | p < 0.001 |

Tab.11 Mittleres Bildrauschen (in HU) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) und in der linken Pulmonalarterie (LPA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Signal-Rausch-Verhältnis (Mittelwert \pm Standardabweichung) | |
|---------------------------------------|--|-------------------------------------|
| | RPA | LPA |
| Linker Vorhof | 8.70 (\pm 3.78) | 9.06 (\pm 4.03) |
| Aorta ascendens | 5.89 (\pm 2.98) | 6.25 (\pm 3.25) |
| Wilcoxon-Test: | p < 0.001 | p < 0.001 |

Tab.12 Mittlere Signal-Rausch-Verhältnisse in der rechten Pulmonalarterie (RPA) und in der linken Pulmonalarterie (LPA) in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens).

Im Bereich der rechten Pulmonalarterie beträgt die mittlere Signalintensität (Mean) für die Experimentalgruppe (Bolus-Tracking im linken Vorhof) 311.47 (\pm 159.69) HU und für die Kontrollgruppe (Bolus-Tracking in der Aorta ascendens) 183.19 (\pm 114.14) HU. Im Bereich der linken Pulmonalarterie beträgt die mittlere Signalintensität (Mean) für die Experimentalgruppe 310.98 (\pm 158.80) HU und für die Kontrollgruppe 186.32 (\pm 114.06) HU.

Somit ist die Signalintensität sowohl im Bereich der rechten Pulmonalarterie ($p < 0.001$) als auch im Bereich der linken Pulmonalarterie ($p < 0.001$) signifikant höher, wenn die Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof positioniert ist.

Im Bereich der rechten Pulmonalarterie beträgt der Mittelwert der gemessenen Standardabweichungen (SD) für die Experimentalgruppe 35.68 (\pm 8.35) HU und für die Kontrollgruppe 30.98 (\pm 7.40) HU. Im Bereich der linken Pulmonalarterie beträgt der Mittelwert der gemessenen Standardabweichungen (SD) für die Experimentalgruppe 34.50 (\pm 8.74) HU und für die Kontrollgruppe 29.90 (\pm 7.12) HU.

Dieses Ergebnis zeigt, dass durch die Positionierung der Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof ein signifikant höheres Bildrauschen im Bereich der rechten ($p < 0.001$) und auch der linken ($p < 0.001$) Pulmonalarterie verzeichnet werden muss.

Im Bereich der rechten Pulmonalarterie beträgt der Mittelwert des SNR für die Experimentalgruppe 8.70 (\pm 3.78) und für die Kontrollgruppe 5.89 (\pm 2.98). Im Bereich der linken Pulmonalarterie beträgt der Mittelwert des SNR für die Experimentalgruppe 9.06 (\pm 4.03) und für die Kontrollgruppe 6.25 (\pm 3.25).

Damit waren die errechneten SNR-Werte in der Gruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof signifikant höher als in der Gruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens. Dies gilt sowohl für die Messungen im Bereich der rechten Pulmonalarterie ($p < 0.001$) als auch für die Messungen im Bereich der linken Pulmonalarterie ($p < 0.001$).

Zusammenfassend kann also festgestellt werden, dass durch eine Positionierung der Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof signifikant höhere Signalintensitäten gegenüber einer Positionierung in der Aorta ascendens erreicht werden. Das ebenfalls signifikant höhere Bildrauschen wird dabei durch die enorm erhöhte Signalintensität aufgewogen, sodass auch die Signal-Rausch-Verhältnisse als Maß für die Bildqualität insgesamt bei der Positionierung im linken Vorhof signifikant höher ausfallen.

3.5 Qualitative Analyse der Koronararterien

Von 96 Patienten der Experimentalgruppe (Bolus-Tracking im linken Vorhof) wurde die Bildqualität in 41 Fällen mit einem Gesamtscore von 5 bewertet (42.7 %), in 39 Fällen mit einem Gesamtscore von 4 (40.6 %), in 15 Fällen mit einem Gesamtscore von 3 (15.6 %) und in einem Fall mit einem Gesamtscore von 2 (1.1 %). Das entspricht einem mittleren qualitativen Gesamtscore von 4.25 (± 0.75).

Von 96 Patienten der Kontrollgruppe (Bolus-Tracking in der Aorta ascendens) wurde die Bildqualität in 44 Fällen mit einem Gesamtscore von 5 bewertet (45.8 %), in 36 Fällen mit einem Gesamtscore von 4 (37.5 %) und in 16 Fällen mit einem Gesamtscore von 3 (16.7 %). Das entspricht einem mittleren qualitativen Gesamtscore von 4.29 (± 0.74).

Die Ergebnisse sind in Tab.13 zusammengefasst.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Qualitativer Gesamtscore (Koronararterien) | | | | | |
|---------------------------------------|--|------------------------------|------------------------------|----------------------------|---|-------------------------------------|
| | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | Mittelwert \pm Standardabweichung |
| Linker Vorhof | 41 (42.7 %) | 39 (40.6 %) | 15 (15.6 %) | 1 (1.1 %) | - | 4.25 (± 0.75) |
| Aorta ascendens | 44 (45.8 %) | 36 (37.5 %) | 16 (16.7 %) | - | - | 4.29 (± 0.74) |
| Wilcoxon-Test: p = 0.672 | | | | | | |

Tab.13 Qualitative Gesamtscores der Koronararterien in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens). Folgende Scores wurden verwendet: 5 = ausgezeichnete Bildqualität; 4 = sehr gute Bildqualität; 3 = gute Bildqualität; 2 = akzeptable Bildqualität; 1 = schlechte Bildqualität.

Der Wilcoxon-Test ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0.672$) zwischen Experimentalgruppe und Kontrollgruppe bezüglich des qualitativen Gesamtscores der Koronararterien.

3.6 Qualitative Analyse der Pulmonalarterien

Von 96 Patienten der Experimentalgruppe (Bolus-Tracking im linken Vorhof) wurde die Bildqualität in 47 Fällen mit einem Gesamtscore von 5 bewertet (48.9 %), in 18 Fällen mit einem Gesamtscore von 4 (18.8 %), in 19 Fällen mit einem Gesamtscore von 3 (19.8 %), in fünf Fällen mit einem Gesamtscore von 2 (5.2 %) und in sieben Fällen mit einem Gesamtscore von 1 (7.3 %). Das entspricht einem mittleren qualitativen Gesamtscore von 3.97 (± 1.25).

Von 96 Patienten der Kontrollgruppe (Bolus-Tracking in der Aorta ascendens) wurde die Bildqualität in elf Fällen mit einem Gesamtscore von 5 bewertet (11.5 %), in vier Fällen mit einem Gesamtscore von 4 (4.2 %), in 19 Fällen mit einem Gesamtscore von 3 (19.8 %), in 25 Fällen mit einem Gesamtscore von 2 (26.0 %) und in 37 Fällen mit einem Gesamtscore von 1 (38.5 %). Das entspricht einem mittleren qualitativen Gesamtscore von 2.24 (± 1.32).

Die Ergebnisse sind in Tab.14 zusammengefasst.

| Positionierung der Bolus-Tracking-ROI | Qualitativer Gesamtscore (Pulmonalarterien) | | | | | Mittelwert \pm Standardabweichung |
|---------------------------------------|---|------------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|
| | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | |
| Linker Vorhof | 47 (48.9 %) | 18 (18.8 %) | 19 (19.8 %) | 5 (5.2 %) | 7 (7.3 %) | 3.97 (± 1.25) |
| Aorta ascendens | 11 (11.5 %) | 4 (4.2 %) | 19 (19.8 %) | 25 (26.0 %) | 37 (38.5 %) | 2.24 (± 1.32) |
| Wilcoxon-Test: p < 0.001 | | | | | | |

Tab.14 Qualitative Gesamtscores der Pulmonalarterien in Abhängigkeit von der Position der Bolus-Tracking-ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens). Folgende Scores wurden verwendet: 5 = ausgezeichnete Bildqualität; 4 = sehr gute Bildqualität; 3 = gute Bildqualität; 2 = akzeptable Bildqualität; 1 = schlechte Bildqualität.

Der Wilcoxon-Test zeigte für die Gruppe mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof signifikant höhere qualitative Gesamtscores der Pulmonalarterien ($p < 0.001$) als für die Gruppe mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens.

3.7 Interrater-Reliabilität

Beurteilung der Koronararterien

Bei der qualitativen Beurteilung der Koronararterien vergaben beide Radiologen identische Scores in 139 von 192 Fällen (72.4 %; in der Tabelle grün) und unterschiedliche Scores in 53 von 192 Fällen (27.6 %; in der Tabelle gelb), die sich aber nie um mehr als eine Note unterschieden (in der Tabelle grau). (Tab.15)

| Interrater-Reliabilität (Koronararterien) | | | | | | |
|--|----------------|--------------|----------------|----------------|----------------|-------------|
| Score Reader 2 | Score Reader 1 | | | | | Summe |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | |
| 1 | - | - | - | - | - | 0 (0.0 %) |
| 2 | - | 1 | 2 | - | - | 3 (1.5 %) |
| 3 | - | 1 | 18 | 13 | - | 32 (16.7 %) |
| 4 | - | - | 5 | 46 | 21 | 72 (37.5 %) |
| 5 | - | - | - | 11 | 74 | 85 (44.3 %) |
| Summe | 0 (0.0 %) | 2 (1.0 %) | 25 (13.0 %) | 70 (36.5 %) | 95 (49.5 %) | 192 |
| Cohens Kappa: $\kappa = 0.654$ | | | | | | |

Tab.15 Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Koronararterien. Folgende Scores wurden verwendet: 5 = ausgezeichnete Bildqualität; 4 = sehr gute Bildqualität; 3 = gute Bildqualität; 2 = akzeptable Bildqualität; 1 = schlechte Bildqualität.

Das resultierende gewichtete Cohens Kappa beträgt 0.654 (95 %-KI 0.572 - 0.735), was nach der Einteilung von Landis und Koch einer beachtlichen Konkordanz entspricht.

Beurteilung der Pulmonalarterien

Bei der Beurteilung der Pulmonalarterien vergaben beide Radiologen identische Scores in 142 von 192 Fällen (74.0 %; in der Tabelle grün) und unterschiedliche Scores in 50 von 192 Fällen (26.0 %; in der Tabelle gelb), die sich aber in lediglich einem Fall um mehr als eine Note unterschieden (in der Tabelle grau). (Tab.16)

| Interrater-Reliabilität (Pulmonalarterien) | | | | | | |
|---|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-------------|
| Score Reader 2 | Score Reader 1 | | | | | Summe |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | |
| 1 | 49 | 7 | 1 | - | - | 57 (29.7 %) |
| 2 | 8 | 12 | 9 | - | - | 29 (15.1 %) |
| 3 | - | 4 | 23 | 11 | - | 38 (19.8 %) |
| 4 | - | - | 2 | 20 | 5 | 27 (14.1 %) |
| 5 | - | - | - | 3 | 38 | 41 (21.3 %) |
| Summe | 57 (29.7 %) | 23 (12.0 %) | 35 (18.2 %) | 34 (17.7 %) | 43 (22.4 %) | 192 |
| Cohens Kappa: $\kappa = 0.846$ | | | | | | |

Tab.16 Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Pulmonalarterien. Folgende Scores wurden verwendet: 5 = ausgezeichnete Bildqualität; 4 = sehr gute Bildqualität; 3 = gute Bildqualität; 2 = akzeptable Bildqualität; 1 = schlechte Bildqualität.

Das resultierende gewichtete Cohens Kappa beträgt 0.846 (95 %-KI 0.806 - 0.886), was nach der Einteilung von Landis und Koch einer nahezu vollkommenen Konkordanz entspricht.

3.8 Zusammenhang zwischen qualitativen und quantitativen Scores

Die Patienten wurden nach ihrem qualitativen Gesamtscore in Gruppen eingeteilt und die durchschnittlichen SNR-Werte als Boxplot dargestellt. Durch eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inklusive Tukey-Kramer-Test wurden die Zusammenhänge quantifiziert.

Koronararterien

Für die Betrachtung der Koronararterien wurde bei jedem Patienten der Mittelwert aus den drei gemessenen SNR-Werten (proximale Aorta ascendens, Hauptstamm der linken Koronararterie und rechte Koronararterie) gebildet. Die Ergebnisse sind in Abb.22 dargestellt.

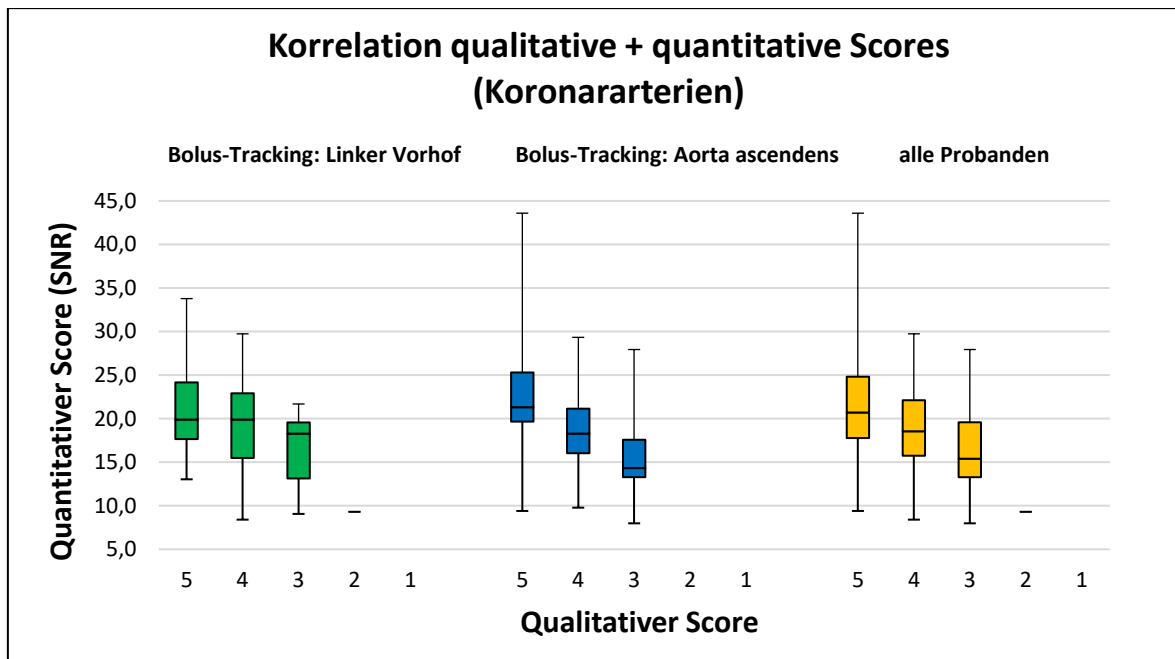


Abb.22 Darstellung der Korrelation zwischen den qualitativen (qualitativer Gesamtscore) und quantitativen (Signal-Rausch-Verhältnis; SNR) Scores der Koronararterien. Betrachtung der Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof (links), in der Aorta ascendens (Mitte) und aller Patienten gemeinsam (rechts).

Die Boxplots lassen visuell erkennen, dass bei Patienten, die einen hohen qualitativen Score erhalten haben, auch hohe SNR-Werte gemessen wurden und umgekehrt. Die Ergebnisse der Varianzanalyse inklusive des Post-hoc-Tests nach Tukey-Kramer sind in Tab.17 zusammengefasst.

| | Einfaktorielle Varianzanalyse inkl. Post-hoc-Test (für die Scores der Koronararterien) | | |
|--|---|--|---------------------|
| | Bolus-Tracking-ROI: Linker Vorhof | Bolus-Tracking-ROI: Aorta ascendens | alle Probanden |
| Signifikanter Unterschied nach Tukey-Kramer | 3 ↔ 5 | 3 ↔ 5 4 ↔ 5 | 3 ↔ 5 4 ↔ 5 |
| ANOVA: | p = 0.007 | p < 0.001 | p < 0.001 |

Tab.17 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA, von engl. analysis of variance) zum Nachweis statistisch signifikanter Unterschiede der gemessenen quantitativen Scores (Signal-Rausch-Verhältnis; SNR) zwischen den Patienten mit verschiedenen qualitativen Gesamtscores hinsichtlich der Koronararterien. Die qualitativen Gesamtscores der Patientengruppen, zwischen denen ein statistisch signifikanter Unterschied im Tukey-Kramer-Test gefunden werden konnte, sind jeweils durch einen Doppelpfeil verbunden dargestellt. Betrachtung der Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof, in der Aorta ascendens und aller Patienten gemeinsam.

Es konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den SNR-Werten der Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores nachgewiesen werden. Der Tukey-Kramer-Test zeigt, dass dieser Unterschied vor allem zwischen Patienten mit dem qualitativen Gesamtscore von 5 und Patienten mit einem niedrigeren Gesamtscore (3 bzw. 4) besteht. Patienten mit einem qualitativen Gesamtscore von 4 zeigen hingegen keinen statistisch signifikanten Unterschied der SNR-Werte zu Patienten mit einem qualitativen Gesamtscore von 3. Diese Beobachtungen treffen sowohl für die Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof als auch für die Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens zu. In der Gesamtbetrachtung aller Patienten zeigen sich ebenfalls diese Ergebnisse.

Pulmonalarterien

Auch die qualitativen und quantitativen Scores bezüglich der Abbildung der Pulmonalarterien wurden so auf eine Korrelation untersucht. Hierbei entsprachen die durchschnittlichen SNR-Werte dem Mittelwert aus dem in der rechten bzw. linken Pulmonalarterie gemessenen SNR-Wert. Die Ergebnisse sind in Abb.23 dargestellt.

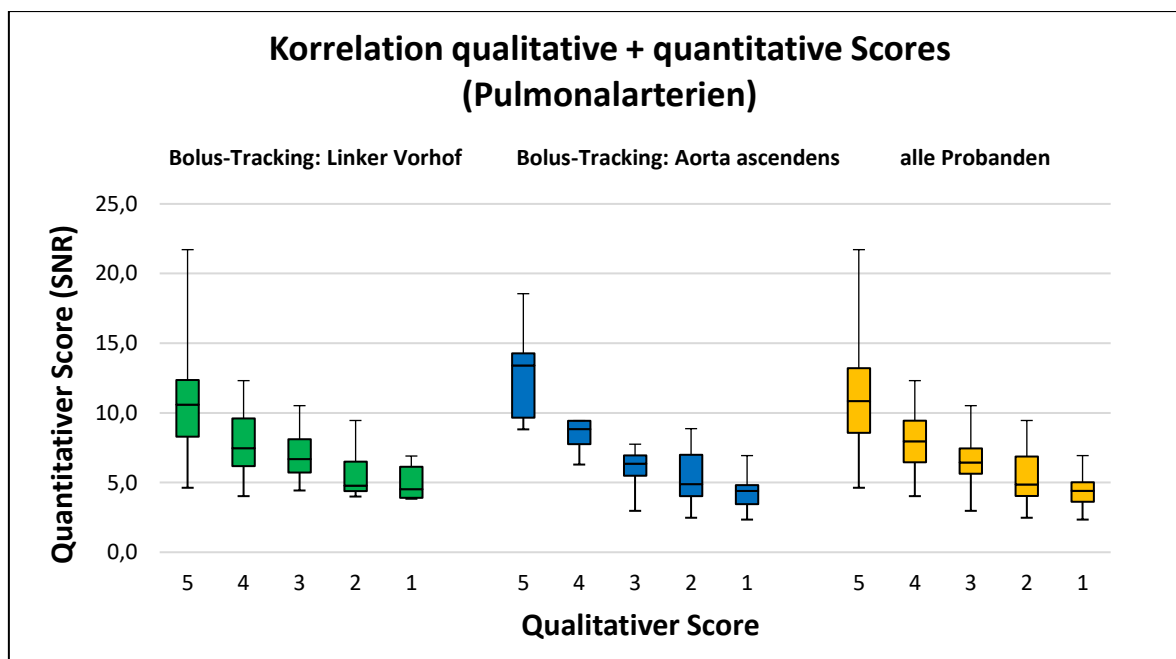


Abb.23 Darstellung der Korrelation zwischen den qualitativen (qualitativer Gesamtscore) und quantitativen (Signal-Rausch-Verhältnis; SNR) Scores der Pulmonalarterien. Betrachtung der Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof (links), in der Aorta ascendens (Mitte) und aller Patienten gemeinsam (rechts).

In diesem Fall zeigen die Boxplots gleichermaßen, dass bei Patienten, die einen hohen qualitativen Score erhalten haben, auch hohe SNR-Werte gemessen wurden und umgekehrt. Die Ergebnisse der Varianzanalyse inklusive des Post-hoc-Tests nach Tukey-Kramer sind in Tab.18 zusammengefasst.

| | Einfaktorielle Varianzanalyse inkl. Post-hoc-Test (für die Scores der Pulmonalarterien) | | |
|--|--|---|---|
| | Bolus-Tracking-ROI: Linker Vorhof | Bolus-Tracking-ROI: Aorta ascendens | alle Probanden |
| Signifikanter Unterschied nach Tukey-Kramer | 1 ↔ 5 2 ↔ 5 3 ↔ 5 4 ↔ 5 | 1 ↔ 3 1 ↔ 4 1 ↔ 5 2 ↔ 4 2 ↔ 5 3 ↔ 5 4 ↔ 5 | 1 ↔ 3 1 ↔ 4 1 ↔ 5 2 ↔ 4 2 ↔ 5 3 ↔ 5 4 ↔ 5 |
| ANOVA: | p < 0.001 | p < 0.001 | p < 0.001 |

Tab.18 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA, von engl. analysis of variance) zum Nachweis statistisch signifikanter Unterschiede der gemessenen quantitativen Scores (Signal-Rausch-Verhältnis; SNR) zwischen den Patienten mit verschiedenen qualitativen Gesamtscores hinsichtlich der Pulmonalarterien. Die qualitativen Gesamtscores der Patientengruppen, zwischen denen ein statistisch signifikanter Unterschied im Tukey-Kramer-Test gefunden werden konnte, sind jeweils durch einen Doppelpfeil verbunden dargestellt. Betrachtung der Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof, in der Aorta ascendens und aller Patienten gemeinsam.

Es konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den SNR-Werten der Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Scores nachgewiesen werden. Der Tukey-Kramer-Test zeigt, dass dieser Unterschied vor allem zwischen Patienten mit dem qualitativen Gesamtscore von 5 und Patienten mit jedem beliebigen niedrigeren Gesamtscore besteht. Dies gilt für die Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof, für die Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens und ebenso für die Gesamtbetrachtung aller Patienten. Zwischen den Patienten mit qualitativen Gesamtscores von 1 bis 4 konnten durch den Tukey-Kramer-Test ebenfalls Unterschiede bezüglich der SNR-Werte gefunden werden, allerdings erreichten diese Unterschiede nur zwischen Patienten mit nicht direkt benachbarten qualitativen Gesamtscores eine statistische Signifikanz. Letztere Beobachtung konnte sowohl bei der Betrachtung der Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens als auch aller Patienten gemeinsam gemacht werden, jedoch nicht bei der

einzelnen Betrachtung der Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof, bei denen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Patienten mit den qualitativen Gesamtscores von 1 bis 4 untereinander gezeigt werden konnten.

4 Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde erstmalig der Einfluss der Positionierung der Bolus-Tracking-ROI auf die Bildqualität bei CT-Koronarangiographien systematisch untersucht. Die Studie konnte zeigen, dass eine Positionierung der ROI im Bereich der Aorta ascendens bzw. im linken Herzvorhof zu insgesamt gleichwertigen Ergebnissen bezüglich der Bildqualität der Koronararterien führen. Eine Positionierung im linken Vorhof bewirkte tendenziell etwas höhere Signalintensitäten, allerdings wurde hierbei auch ein verstärktes Bildrauschen beobachtet. Somit ergaben sich keine signifikanten Unterschiede für das Signal-Rausch-Verhältnis als quantitativen Parameter. Die qualitativen Scores der Koronararterien unterschieden sich gleichermaßen nicht signifikant.

Des Weiteren wurde in dieser Studie erstmals gezeigt, dass die für die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie übliche Position der Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof tatsächlich zu besseren Ergebnissen bezüglich der Abbildung der Pulmonalarterien im Vergleich zur ROI-Positionierung in der Aorta ascendens führt. Der Unterschied der Signalintensitäten war hierbei so ausgeprägt, dass die Signal-Rausch-Verhältnisse signifikant höher waren, obwohl auch ein signifikant stärkeres Bildrauschen gemessen wurde. Auch die qualitativen Scores für die Pulmonalarterien zeigten signifikant höhere Werte bei der Positionierung im linken Vorhof.

4.1 Bedeutung für die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind vor allem für die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie von Bedeutung. Dieses vielseitige CT-Protokoll dient dem Ausschluss der wichtigsten Differentialdiagnosen bei Thoraxschmerzen (koronare Herzkrankheit, Lungenarterienembolie, Aortendissektion oder Ruptur eines Aortenaneurysmas). Hierfür müssen nicht nur Koronararterien und thorakale Aorta, sondern auch Pulmonalarterien und -venen kontrastiert sein. (Halpern, 2009)

Für die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie ist es üblich, die Position der Bolus-Tracking-ROI im linken Herzvorhof zu wählen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass hierdurch die Pulmonalarterien mit besserer Kontrastierung dargestellt werden und es deshalb für die Darstellung dieser Gefäße von Vorteil ist, die ROI im linken Herzvorhof zu platzieren.

Dagegen wird bei der konventionellen CT-Koronarangiographie von vielen Untersuchern die Position der Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens gewählt. Da die Bildqualität der konventionellen CT-Koronarangiographie bisher noch nicht mit der Bildqualität der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie verglichen worden ist, wurde noch nicht gezeigt, ob die Koronararterien durch die ROI-Position der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie in verminderter Qualität gegenüber der konventionellen CT-Koronarangiographie mit ROI-Position in der Aorta ascendens dargestellt werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sprechen dafür, dass bei der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie keine Einbußen in der Diagnostik von Koronarstenosen gegenüber der konventionellen CT-Koronarangiographie zu erwarten sind, da die qualitativen und quantitativen Scores hinsichtlich der Koronararterien für beide ROI-Positionen keine signifikanten Unterschiede aufweisen.

Für Patienten mit akuten Thoraxschmerzen, bei denen eine koronare Herzkrankheit zwar naheliegt, jedoch eine Lungenarterienembolie bzw. eine Erkrankung im Bereich der thorakalen Aorta nicht auszuschließen ist, besitzen die Ergebnisse dieser Studie erhebliche Relevanz. Sie können letztlich dazu beitragen, das Indikationsspektrum der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie bei Patienten mit unklaren Thoraxschmerzen zu erweitern. Da beim Triple-Rule-Out-Protokoll zusätzlich die Pulmonalarterien und -venen beurteilt werden können, bleiben angesichts der gleich guten Beurteilbarkeit der Koronararterien kaum Argumente für eine konventionelle CT-Koronarangiographie als bildgebende Diagnostik unklarer Thoraxschmerzen. Die geringfügig höhere Strahlenbelastung der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie, die durch die in der Regel größere Ausdehnung in der Longitudinalachse bedingt ist, fällt angesichts des hierdurch möglichen Zugewinns an therapielevanten Informationen kaum ins Gewicht.

Indirekt stehen die Ergebnisse dieser Studie im Einklang mit den Ergebnissen einer Metaanalyse von Ayaram et al. (Ayaram et al., 2013). Diese Metaanalyse konnte zeigen, dass die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie eine ähnliche Sensitivität und Spezifität für Koronarstenosen wie die konventionelle CT-Koronarangiographie aufweist (Matthew J. Budoff et al., 2006; Sun und Ng, 2012).

4.2 Bedeutung für die konventionelle CT-Koronarangiographie

Für Patienten mit eindeutigem Verdacht auf koronare Herzkrankheit, bei denen ausschließlich die Koronararterien beurteilt werden sollen, ergeben sich aus der vorliegenden

Studie keine weitreichenden Konsequenzen. Bei dieser Patientengruppe kann die von vielen Untersuchern bevorzugte ROI-Positionierung in der Aorta ascendens beibehalten werden, denn das Ergebnis dieser Studie zeigt, dass eine abweichende Positionierung im linken Herzvorhof weder eine Verbesserung noch eine Verschlechterung für die Bildqualität bedeuten würde.

4.3 Betrachtung der absoluten Signalintensitäten

Die mittleren absoluten Signalintensitäten in den Koronararterien betrugen in dieser Studie je nach Messpunkt und Positionierung der Bolus-Tracking-ROI zwischen 455.51 HU und 531.64 HU. Laut einer Studie von Becker et al. bergen Dichtewerte von über 350 HU die Gefahr, dass atherosklerotische Plaques übersehen werden und somit falsch negative Diagnosen für Koronarstenosen gestellt werden (Becker et al., 2003). Deshalb wäre es für die Betrachtung der Koronararterien durchaus denkbar, die Kontrastmittelmenge bzw. -konzentration noch weiter zu reduzieren, wodurch bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion oder Schilddrüsenerkrankungen die Wahrscheinlichkeit gesenkt werden könnte, eine Kontrastmittelnephropathie bzw. eine thyreotoxische Krise auszulösen.

Bei der Betrachtung der Pulmonalarterien wurden bei einer Positionierung der Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof hingegen mittlere Dichtewerte von 311.47 HU bzw. 310.98 HU gemessen, was nach dieser Betrachtung einer optimalen Kontrastierung entspricht. Bei einer Positionierung der Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens wurden dagegen mit 183.19 HU bzw. 186.32 HU erheblich niedrige Signalintensitäten gemessen. Dieses Ergebnis unterstreicht, dass diese ROI-Position für die Triple-Rule-Out-CT-Angiographie nicht gewählt werden sollte.

4.4 Alternative Möglichkeiten zur Verbesserung der Bildqualität bei der CT-Koronarangiographie

Während sich in der vorliegenden Studie gezeigt hat, dass die Wahl der ROI-Position im Rahmen des Bolus-Trackings keine relevanten Möglichkeiten für die Verbesserung der Bildqualität der CT-Koronarangiographie bietet, heißt das nicht, dass die Kontrastmittelinjektion gar nicht weiter optimiert werden kann. So konnten z.B. Bae et al. einen inversen Zusammenhang zwischen der Bildqualität und dem Body-Mass-Index (BMI) bzw. der Körperoberfläche (BSA, von engl. body surface area) für CT-Koronarangiographien mit glei-

cher Kontrastmittelmenge feststellen. Aus diesem Grund befürworten Bae et. al. die Anpassung der Kontrastmittelmenge an die BSA, die anhand von Nomogrammen bestimmt werden kann (Bae et al., 2008). Dieses Vorgehen hat jedoch bisher wenig Verbreitung in der klinischen Routine gefunden.

Auch durch eine Erhöhung der Flussrate bei der Kontrastmittelinjektion kann die Signalintensität gesteigert werden. So konnten Becker et al. zeigen, dass eine Flussrate von 3.5 ml/s zu signifikant höheren Dichtewerten als eine Flussrate von 2.5 ml/s führt (Becker et al., 2003).

Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung der Kontrastierung bietet die Anpassung der Flussrate an die Herzfrequenz. Zhu et al. konnten zeigen, dass die Herzfrequenz einen Einfluss auf die Kontrastierung der Koronararterien hat. Bei steigender Herzfrequenz verringert sich laut der Studie das Signal-Rausch-Verhältnis. Dieser Einfluss kann minimiert werden, indem die Flussrate an die Herzfrequenz angepasst wird. Zhu et al. verwendeten anhand der Formel $[\text{Flussrate} = \text{Kontrastmittelmenge} / (\text{erwartete Scanzeit} + 8 \text{ s})]$ höhere Flussraten für höhere Herzfrequenzen und erreichten somit bessere Signal-Rausch-Verhältnisse. (Zhu et al., 2012)

Der Einsatz von jodhaltigen Kontrastmitteln mit höherer Konzentration wird noch kontrovers diskutiert. So konnten Cademartiri et al. eine verbesserte Bildqualität bei Verwendung von Iopromid 400 anstelle des in der vorliegenden Studie verwendeten Iopromid 370 (400 mg Iod/ml vs. 370 mg Iod/ml) unter sonst identischen Injektionsparametern feststellen (Cademartiri et al., 2006). Dagegen konnten Kim et al. jedoch keinen Unterschied zwischen Iopromid 400 und Iopromid 370 bezüglich der Bildqualität bei CT-Koronarangiographien nachweisen (Kim et al., 2010).

Die Modifikation der Atempause ist eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung der Bildqualität bei der CT-Koronarangiographie. Sie wird üblicherweise während der Zeit der Datenakquisition durchgeführt, um Bewegungsartefakte, die durch die Atmung entstehen, zu verringern. Allerdings konnte eine Studie von Bischoff et al. zeigen, dass bei Patienten mit einer niedrigen Herzfrequenz (dort durchschnittlich 52 /min) unter freier Atmung gleichwertige Ergebnisse bezüglich der Bildqualität zu erwarten sind wie bei Patienten, die zu einer Atempause aufgefordert werden (Bischoff et al., 2013). Diese Erkenntnis ist für Untersuchungen von Patienten relevant, die aus verschiedenen Gründen keine Atempause durchführen können.

Dagegen konnte eine Studie von Liu et al., die ebenfalls die Bildqualität von CT-Koronarangiographien mit und ohne Atempause verglich, zeigen, dass der Verzicht auf eine Atempause sogar zu einer Verbesserung der Bildqualität führen kann. Dieses Ergebnis wurde auf Unregelmäßigkeiten der Herzfrequenz, welche durch die Atempause hervorgerufen werden und dadurch entstehende Bewegungsartefakte zurückgeführt. (Liu et al., 2016)

Auch durch die Positionierung der Arme während der Injektion kann die Kontrastmittelanflutung beeinflusst werden. Svensson et al. konnten feststellen, dass eine verbesserte Kontrastierung des linken Vorhofes im Vergleich zur Aorta ascendens erreicht werden kann, wenn die Arme ventral vor den Körper gehalten werden und nicht wie üblich über dem Kopf platziert werden. Dieser Effekt ist darauf zurückzuführen, dass durch die ventrale Positionierung der Arme eine Obstruktion der Vena subclavia verhindert wird, die bei der Armhaltung über dem Kopf ein Passagehindernis für das Kontrastmittel bewirken kann. (Svensson et al., 2016)

4.5 Interrater-Reliabilität

Bezüglich der Ermittlung der qualitativen Scores sprechen die Ergebnisse der vorliegenden Studie für eine gute Interrater-Reliabilität. Bei der qualitativen Beurteilung der Koronararterien betrug das gewichtete Cohens Kappa $\kappa = 0.654$, was nach der Einteilung von Landis und Koch einer beachtlichen Konkordanz („substantial agreement“) entspricht (Landis und Koch, 1977). In dieser Hinsicht stimmt die vorliegende Studie mit früheren Studien über die CT-Koronarangiographie überein, bei denen dieser Aspekt der Bildgebung untersucht worden ist. So betrug bei einer Studie von Einstein et al. $\kappa = 0.79$ für die qualitativen Gesamtscores in Bezug auf die Beurteilbarkeit der Koronararterien (Einstein et al., 2014). In einer weiteren Studie von Liu et al. betrug der entsprechende Wert $\kappa = 0.7$ (Liu et al., 2013). In beiden Fällen sind die beurteilenden Personen als „erfahren“ beschrieben, nähere Angaben bezüglich ihrer Qualifikation wurden nicht gemacht. In der hier vorliegenden Studie wurden die Daten von zwei Fachärzten mit 10- bzw. 6-jähriger Erfahrung in der Beurteilung von CT-Koronarangiographien ausgewertet.

Hinsichtlich der Beurteilung der Pulmonalarterien konnte dagegen eine Interrater-Reliabilität von $\kappa = 0.846$ erreicht werden, was nach Landis und Koch einer nahezu vollkommenen Konkordanz („almost perfect agreement“) entspricht. Mögliche Gründe für die

deutlich höhere Interrater-Reliabilität im Vergleich zur Beurteilung der Koronararterien sind die größeren Gefäßdurchmesser, das Fehlen von Pulsationsartefakten und das Fehlen von Verkalkungen.

4.6 Interne Validität der Studie

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass bei Patienten mit einem hohen qualitativen Gesamtscore auch hohe SNR-Werte gemessen wurden und umgekehrt. Diese Beobachtung spricht für eine hohe interne Validität der Studie. Statistisch signifikant war dieser Unterschied vor allem zwischen den SNR-Werten der Patienten mit einem qualitativen Gesamtscore von 5 und Patienten mit niedrigeren Gesamtscores. Zwischen den SNR-Werten der Patienten mit niedrigeren qualitativen Gesamtscores untereinander wurden hingegen geringere Unterschiede beobachtet. Ein möglicher Grund hierfür könnte sein, dass teilweise sehr hohe SNR-Werte (> 40) erzielt wurden, aber bereits ab einem deutlich niedrigeren SNR-Wert die Bildqualität vom Betrachter unverändert wahrgenommen wurde und zu einem qualitativen Gesamtscore von 5 führte. Eine andere Erklärung wäre, dass die Vergabehäufigkeit der niedrigeren qualitativen Scores zu gering war, um einen statistisch signifikanten Unterschied bezüglich der zugehörigen SNR-Werte aufzudecken. Für diese Vermutung spricht, dass bei der Betrachtung der Pulmonalarterien zwischen deutlich mehr Gruppen ein signifikanter Unterschied gefunden werden konnte als bei der Betrachtung der Koronararterien, wobei die Vergabehäufigkeit der niedrigeren Scores bei der Betrachtung der Pulmonalarterien deutlich höher war als bei der Betrachtung der Koronararterien.

4.7 Strahlenbelastung

Bisherige Angaben über die effektive Dosis bei CT-Koronarangiographien für Dual-Source-Computertomographen der dritten Generation beziehen sich auf kleine Patientengruppen und konzentrieren sich auf das sogenannte High-Pitch-Protokoll. Hierbei handelt es sich um eine Spiral-CT-Technik, bei der ein schneller Tischvorschub während der Datenakquisition zu einer möglichst geringen Strahlenbelastung führen soll (Fernández del Valle et al., 2015). In die vorliegende Studie wurden dagegen nur Patienten eingeschlossen, die mit dem sogenannten Step-and-Shoot-Protokoll untersucht wurden.

Im hier untersuchten Patientenkollektiv betrug die mittlere effektive Dosis bei beiden Patientengruppen 4.12 mSv. Der Artikel von Mangold et al. ist bisher der einzige, der sich mit der Strahlenbelastung des Step-and-Shoot-Protokolls bei CT-Koronarangiographien an modernen Dual-Source-Computertomographen beschäftigt hat (Mangold, Wichmann, Schoepf, Litwin et al., 2016). Dabei wurde die Strahlenbelastung in Abhängigkeit vom BMI beurteilt. Die Patientengruppe dieser Studie mit einem BMI von 25 - 29.9 kg/m² ist am ehesten mit dem hier vorliegenden Patientenkollektiv vergleichbar, da die mittleren BMIs in den beiden untersuchten Gruppen 27.19 (\pm 4.45) kg/m² bzw. 27.44 (\pm 3.83) kg/m² betragen. In der Patientengruppe von Mangold et al. betrug die mittlere effektive Dosis 9.6 (\pm 3.7) mSv. Allerdings verwendeten Mangold et al. einen Umrechnungsfaktor von 14 μ Sv/mGycm, während in der vorliegenden Studie, wie von Huda et al. empfohlen, mit einem Faktor von 18 μ Sv/mGycm gerechnet wurde (Huda, 2008; Huda et al., 2008). Wird die effektive Dosis der Patientengruppe von Mangold et al. mit dem Faktor von 18 μ Sv/mGycm berechnet, so ergibt sich eine mittlere effektive Dosis von 12.34 (\pm 4.75) mSv. Damit liegt die in der vorliegenden Studie ermittelte effektive Dosis von 4.12 mSv deutlich unter der von Mangold et al. ermittelten effektiven Dosis.

Die entscheidende Ursache für die in der vorliegenden Studie niedrigere effektive Dosis ist vermutlich die Nutzung adaptiver Röhrenspannung (CareKV). Diese Methode erlaubt die Anpassung der Röhrenspannung an die Patientenanatomie und reduziert die effektive Dosis erheblich (Mangold, Wichmann, Schoepf, Poole et al., 2016). Im Gegensatz dazu haben Mangold et al. durchgehend eine Röhrenspannung von 120 kV genutzt (Mangold, Wichmann, Schoepf, Litwin et al., 2016).

Andererseits sind die in der vorliegenden Studie festgestellten Werte für die effektive Dosis deutlich höher als vergleichbare Werte für das High-Pitch-Protokoll. So ermittelten Gordic et al. für die CT-Koronarangiographie mit dem High-Pitch-Protokoll eine mittlere effektive Dosis von 0.4 mSv bei einem mittleren BMI von 25.1 kg/m² (Gordic et al., 2016) und Hell et al. eine mittlere effektive Dosis von 0.3 mSv bei einem mittleren BMI von 27.7 kg/m² (Hell et al., 2014). Auch bei der Anwendung des in der vorliegenden Studie verwendeten Umrechnungsfaktors nach Huda et al. betragen die Werte für die effektive Dosis 0.5 mSv bei Gordic et al. bzw. 0.4 mSv bei Hell et al. und liegen damit deutlich unter dem hier errechneten Wert. Es handelt sich dabei jedoch um kleinere Patientenkollektive (50 bzw. 26 Patienten). Zudem scheint der Einsatz des High-Pitch-Protokolls bei Patienten mit hohem BMI zu zunehmendem Bildrauschen zu führen und insgesamt nur für ein relativ enges Patientenspektrum geeignet zu sein (Seppelt D, Schweizer Röntgenkon-

gress 2016). Dagegen stellt das Step-and-Shoot-Protokoll auch bei Patienten mit hohem BMI einen guten Kompromiss aus Bildqualität und Strahlenbelastung dar, weshalb es am Universitätsklinikum Dresden bevorzugt angewendet wird.

Außerdem fällt in der vorliegenden Studie bezüglich der Strahlenbelastung auf, dass sie zwar innerhalb der beiden Patientengruppen eine große Variationsbreite aufweist, aber im Mittel in beiden Gruppen nahezu identisch ist. Die große Variationsbreite ist auf die innerhalb der Gruppen sehr unterschiedlichen Patientencharakteristika wie vor allem die unterschiedlichen Körpergewichte zurückzuführen. Dass sich die Mittelwerte dennoch nahezu nicht unterscheiden, ist ein Hinweis auf eine gute Übereinstimmung der einander zugeordneten Patienten beider Gruppen und somit ein Indikator für das Potenzial des angewendeten Propensity-Score-Matchings.

4.8 Propensity-Score-Matching

Die Studie verdeutlicht den Wert eines bisher in der klinischen Forschung relativ wenig verwendeten statistischen Verfahrens, des Propensity-Score-Matchings. Es eignet sich hervorragend für Fragestellungen, bei denen der Vergleich möglichst ähnlicher Patientengruppen erwünscht ist, aber Mehrfachuntersuchungen der gleichen Patientengruppe aus ethischen Gründen nicht vertretbar wären (Rosenbaum und Rubin, 1983; Rosenbaum und Rubin, 1985). In der vorliegenden Studie konnten durch das Matching bezüglich aller drei Variablen, in denen die Patienten möglichst gut übereinstimmen sollten, Standardized Differences von $d < 0.1$ erreicht werden. Laut Austin et al. gibt es zwar bislang keinen klaren Konsensus, aber bei Werten unter $d = 0.1$ wird im Allgemeinen davon ausgegangen, dass kein bedeutender Unterschied bezüglich der jeweiligen Variable vorliegt (Austin, 2009).

4.9 Kontrastmittelmenge

Im Vergleich zu früheren Gerätegenerationen kann bei Computertomographen der dritten Generation die für CT-Angiographien benötigte Kontrastmittelmenge erheblich reduziert werden, was vor allem auf die verbesserte Sichtbarkeit des Kontrastmittels bei niedrigeren Röhrenspannungen zurückzuführen ist (Kalva et al., 2006). Dies ist vor allem für Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion sehr vorteilhaft. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde bei allen Patienten 50 ml Ultravist 370 (Iopromid; Bayer Healthcare, Berlin) mit

einer Flussrate von 5 ml/s (Injektionsdauer 10 s) intravenös injiziert, gefolgt von 50 ml 0.9-prozentiger Natriumchlorid-Lösung mit gleicher Flussrate.

Auch in Studien von Gordic et al. sowie Hell et al. wurden mit jeweils 60 ml relativ geringe Kontrastmittelmengen verwendet. In diesen Studien wurden ebenfalls Dual-Source-Computertomographen der dritten Generation eingesetzt. Allerdings wurde im Gegensatz zu dem hier verwendeten Step-and-Shoot-Protokoll jeweils das High-Pitch-Protokoll angewendet. (Hell et al., 2014; Gordic et al., 2016)

In der Studie von Mangold et al. wurde der gleiche Computertomograph wie in der vorliegenden Studie verwendet, allerdings mit 80 ml eine erheblich höhere Kontrastmittelmenge. Dennoch konnten in der vorliegenden Studie deutlich höhere Signal-Rausch-Verhältnisse als bei Mangold et al. erreicht werden. In der am besten vergleichbaren Patientengruppe dieser Studie (BMI von 25 - 29.9 kg/m²) konnten an den proximalen Koronararterien Werte bis zu 14.0 (\pm 5.2) erreicht werden, während in der vorliegenden Studie an diesen Positionen Werte von ca. 20 - 25 (je nach Positionierung der ROI und je nach Seite der Koronararterie) gemessen wurden. Eine mögliche Erklärung ist das verwendete Kontrastmittel. Im vorliegenden Fall wurde Ultravist 370 mit einer Jodkonzentration von 370 mg/ml verabreicht, bei Mangold et al. dagegen ein Kontrastmittel mit einer Jodkonzentration von 350 mg/ml. (Mangold, Wichmann, Schoepf, Litwin et al., 2016)

4.10 Weitere mögliche Positionen der Bolus-Tracking-ROI bei der CT-Koronarangiographie

Eine weitere Ursache für die höheren SNR-Werte im Vergleich zur Studie von Mangold et al. ist vermutlich die Positionierung der Region of Interest sowie die Wahl des Schwellenwertes für die Auslösung der Datenakquisition. Während in der vorliegenden Studie ein Schwellenwert von 120 HU in der jeweiligen ROI (Linker Vorhof bzw. Aorta ascendens) erreicht werden musste, damit nach einer Delay-Zeit von 5 s die Datenakquisition gestartet wurde, triggerten Mangold et al. den Start der Untersuchung durch das Erreichen eines Schwellenwertes von lediglich 100 HU in einer zirkulären ROI in der Aorta descendens auf Höhe der Carina mit einer Delay-Zeit von 4 s. Diese Positionierung der Region of Interest stellt prinzipiell auch eine Möglichkeit dar, findet aber selten Anwendung (Abbara et al., 2009; Zhu et al., 2012). Die in der vorliegenden Studie beschriebenen Positionen der Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens (Abbara et al., 2009) bzw. im linken Herzvor-

hof (Kuchynka et al., 2015) sind die beiden heute gängigen Alternativen für die CT-Koronarangiographie und bedeuten einen früheren Startpunkt der Datenakquisition als eine Positionierung in der Aorta descendens bewirken würde, was vermutlich der Grund für eine bessere Kontrastierung ist. Da aber in der Studie von Mangold et al. andere Schwellenwerte und auch andere Delay-Zeiten für das Bolus-Tracking verwendet wurden, sind die Ergebnisse bezüglich der SNR-Werte nicht wirklich vergleichbar. In der Theorie ergeben sich keine Vorteile aus einem späteren Startpunkt der Datenakquisition. Um die Auswirkung der Positionierung der ROI in der Aorta descendens abschließend beurteilen zu können, wären allerdings weitere Studien notwendig.

4.11 Limitationen

Obwohl einige Studien (Budoff und Gul, 2008; Cademartiri et al., 2008; Alkadhi et al., 2010; Achenbach et al., 2011) zeigen konnten, dass die CT-Koronarangiographie eine hohe Sensitivität und Spezifität und vor allem einen hohen negativen prädiktiven Wert für Koronarstenosen aufweist, ist die Studienlage insgesamt begrenzt. Schwächen der Methode sind bezüglich des positiven prädiktiven Wertes zu verzeichnen, da bei einer positiven CT-Koronarangiographie die Schwere der Erkrankung häufig überschätzt wird (Mark et al., 2010). Hier wären weitere Studien notwendig, die das Verfahren mit der konventionellen Koronarangiographie vergleichen.

Auch in der vorliegenden Arbeit stellt die fehlende Korrelation mit der konventionellen Koronarangiographie, welche nach wie vor als Goldstandard für die Diagnostik der koronaren Herzkrankheit verwendet wird, eine bedeutende Limitation dar. Während in der vorliegenden Studie gezeigt werden konnte, dass die Bildqualität von CT-Koronarangiographien bei einer Positionierung der Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof bzw. in der Aorta ascendens gleichwertig ist, sind die Auswirkungen der Positionierung auf die Treffsicherheit der Methode bezüglich Koronarstenosen noch zu klären. Hierfür wäre der Vergleich beider CT-Angiographie-Methoden mit der konventionellen Koronarangiographie als Referenzstandard notwendig.

Eine weitere Limitation ist das retrospektive Studiendesign. Es erschwert den Nachweis von Kausalität, kann aber empirische Evidenz zur Stärkung von Hypothesen liefern. Ein anderes Problem von retrospektiven Studien besteht in der eventuell fehlerhaften Dokumentation von Daten, die im Rahmen der Studie nur schwer nachvollzogen werden kann.

Auch die Anwendung des Propensity-Score-Matchings zur Erstellung verbundener Stichproben ist eine Limitation der Studie. Hierdurch werden zwei verschiedene Untersuchungen zwar an jeweils zwei einander zugeordneten möglichst ähnlichen Patienten durchgeführt und können danach verglichen werden, allerdings weisen die zu vergleichenden Patienten trotzdem noch Störvariablen auf, die durch das Propensity-Score-Matching nicht ausgeschaltet werden können. Während bei einer Randomisierung sowohl der Einfluss bekannter als auch unbekannter Kovariabler eliminiert wird, sind die anhand des Propensity-Score-Matchings zusammengestellten Gruppen nur im Hinblick auf die bekannten und berücksichtigten Kovariablen gleichwertig (Sainani, 2012). Hinzu kommt, dass selbst die Variablen, nach denen gematcht wird, also in diesem Fall Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz, bei einem begrenzten Patientenkollektiv, aus dem die Kontrollgruppe generiert wird, niemals vollständig übereinstimmen können.

Weiterhin wird die Studie dadurch limitiert, dass ein Dual-Source-Computertomograph der dritten Generation für die Untersuchungen verwendet wurde. Dank der in solchen Geräten implementierten technischen Verbesserungen kann die Kontrastmittelmenge erheblich reduziert werden. Es sind lediglich 50 ml Kontrastmittel statt der früher üblichen 80 ml oder 100 ml notwendig (Achenbach et al., 2009). Dadurch wird jedoch die Vergleichbarkeit mit Computertomographen älterer Generationen erschwert.

Zusammenfassung

Hintergrund und Fragestellung

Um den Zeitpunkt des Beginns der Datenakquisition bei der CT-Koronarangiographie festzulegen, bietet die Methode des Bolus-Trackings eine weit verbreitete Möglichkeit. Hierfür muss eine sogenannte Region of Interest (ROI) festgelegt werden, in der die Kontrastmittelanflutung gemessen wird. Bisher wurden die Auswirkungen unterschiedlicher Positionierungen dieser ROI auf die Bildqualität der Koronararterien (Hauptstamm der linken Koronararterie: LM; rechte Koronararterie: RCA) noch nicht systematisch untersucht. Zwei häufig verwendete Positionen sind der linke Herzvorhof (LV) und die Aorta ascendens (AA). Diese Positionierungen sollten in dieser Studie verglichen werden.

Auch bei der Triple-Rule-Out-CT-Angiographie (TRO-CTA), in der zusätzlich zu den Koronararterien auch die Pulmonalarterien sowie die thorakale Aorta beurteilt werden sollen, kommt das Bolus-Tracking zur Anwendung. Die ROI wird hierbei meist im linken Herzvorhof positioniert. Da bisher nicht gezeigt wurde, ob die Pulmonalarterien (rechte Pulmonalarterie: RPA; linke Pulmonalarterie: LPA) dadurch tatsächlich in besserer Qualität dargestellt werden, sollte auch diese Frage in der Studie beantwortet werden.

Methode

Alle Patienten der vorliegenden monozentrischen, retrospektiven Studie erhielten eine CT-Koronarangiographie im Step-and-Shoot-Modus zum Ausschluss einer koronaren Herzkrankheit bei intermediärem Risiko. Mittels Propensity-Score-Matching wurden insgesamt 192 Patienten für die Studie ausgewählt: je 96 mit Positionierung der ROI im linken Vorhof bzw. in der Aorta ascendens (122 männliche und 70 weibliche Patienten, Alter 21 bis 87 Jahre, Durchschnittsalter 61 Jahre). Um möglichst ähnliche Patientencharakteristika in beiden Gruppen zu erreichen, wurden beim Propensity-Score-Matching folgende Faktoren berücksichtigt: Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht und Herzfrequenz.

Für die Beurteilung der Bildqualität wurden sowohl ein quantitativer als auch ein qualitativer Score verwendet. Bei der quantitativen Analyse wurden die Signalintensitäten sowie deren Standardabweichungen in den zu beurteilenden Strukturen gemessen und daraus die Signal-Rausch-Verhältnisse (SNR) errechnet. Die qualitative Auswertung wurde von zwei Fachärzten für Radiologie mit 10 bzw. 6 Jahren Erfahrung in der CT-Koronarangiographie unabhängig voneinander mit Hilfe einer 5-Punkte-Likert-Skala durchgeführt. So wurde zum einen die Qualität der Darstellung der Koronararterien verglichen, zum anderen die der Pulmonalarterien.

Für die statistische Auswertung wurde der Wilcoxon-Test verwendet, um die quantitativen sowie qualitativen Scores beider Patientengruppen miteinander zu vergleichen. Außerdem wurde bezüglich der qualitativen Analyse die Interrater-Reliabilität mittels gewichtetem Cohens Kappa (κ) bestimmt.

Zusätzlich wurde die Strahlenbelastung beider Gruppen durch die Betrachtung der Dosis-Längen-Produkte sowie die Berechnung der effektiven Dosen verglichen.

Ergebnisse

Bezüglich der Koronararterien fanden sich sowohl beim Vergleich der quantitativen (SNR AA 14.92 vs. 15.46; $p = 0.619$ | SNR LM 19.80 vs. 20.30; $p = 0.661$ | SNR RCA 24.34 vs. 24.30; $p = 0.767$) als auch der qualitativen Scores (4.25 vs. 4.29; $p = 0.672$) keine signifikanten Unterschiede in beiden Gruppen.

Für die Darstellung der Pulmonalarterien hat die Position der ROI allerdings eine entscheidende Bedeutung. Bei einer Positionierung im linken Vorhof ergeben sich signifikant höhere quantitative (SNR RPA 8.70 vs. 5.89; $p < 0.001$ | SNR LPA 9.06 vs. 6.25; $p < 0.001$) und auch qualitative Scores (3.97 vs. 2.24; $p < 0.001$) als bei einer Positionierung in der Aorta ascendens.

Bezüglich der Interrater-Reliabilität konnte in dieser Studie eine beachtliche Konkordanz bei der Analyse der Koronararterien ($\kappa = 0.654$) bzw. eine nahezu vollkommene Konkordanz bei der Analyse der Pulmonalarterien ($\kappa = 0.846$) festgestellt werden.

Die Strahlenbelastung war in beiden Gruppen nahezu identisch (4.13 mSv vs. 4.13 mSv; $p = 0.501$).

Schlussfolgerung

Für CT-Angiographien mit ausschließlich koronarer Indikation bedeutet dieses Ergebnis, dass die Positionierung der ROI für das Bolus-Tracking in der Aorta ascendens bzw. im linken Herzvorhof zu gleichwertigen Ergebnissen bezüglich der Bildqualität führen und somit die aktuell von vielen Untersuchern bevorzugte Positionierung der ROI in der Aorta ascendens weiterhin angewendet werden kann. Außerdem wurde in dieser Studie nachgewiesen, dass eine Positionierung der ROI im linken Herzvorhof zu einer besseren Beurteilbarkeit der Pulmonalarterien führt und deshalb bei der TRO-CTA angewendet werden sollte. Das Ergebnis zeigt aber auch, dass diese bei der TRO-CTA übliche Positionierung im linken Herzvorhof die Abbildung der Koronararterien nicht beeinträchtigt und der Einsatzbereich der TRO-CTA somit weiter ausgedehnt werden kann.

Summary

Background, aims and objectives

The bolus tracking technique is widely used for choosing the optimal starting point of data acquisition in coronary computed tomography angiography (CCTA) scans. It utilizes repeated scans at a predefined position in order to determine the concentration of contrast media in a region of interest (ROI). The scan starts automatically when a trigger threshold is reached. The effect by different ROI positioning on image quality in CCTA has not been systematically evaluated yet. In CCTA, the ROI may be positioned in the left atrium (LV) or the ascending aorta (AA).

In triple-rule-out-CTA (TRO-CTA), which allows for the evaluation of the pulmonary arteries and the thoracic aorta in addition to the coronary arteries, the ROI is mostly positioned in the left atrium. This choice of ROI positioning is empirical and its effect on the contrast filling of the pulmonary arteries has not been studied systematically.

In the current study we evaluated the effect of ROI positioning on image quality of the coronary arteries (left main coronary artery: LM; right coronary artery: RCA) and the pulmonary arteries (right pulmonary artery: RPA; left pulmonary artery: LPA), respectively.

Method

In the current monocentric retrospective study all patients underwent CCTA by step-and-shoot mode to rule out coronary artery disease at intermediate risk. We compared two groups of patients with ROI in the left atrium or the ascending aorta. Each group contained 96 patients, so overall 192 patients were included (122 male, 70 female, age 21 to 87 years, 61 years on average). To select pairs of patients with similar characteristics, propensity score matching was used. Matching criteria were height, body weight, sex and heart rate.

To evaluate the image quality, we used quantitative and qualitative scores. Signal-to-noise ratio (SNR), defined as the quotient of the mean signal intensity and the standard deviation of signal intensity, represented the quantitative score. For generating the qualitative score, overall image quality was assessed independently by two radiologists with ten and six years of experience with CCTA, respectively, using a five point Likert scale. This way, we compared the quality of the depiction of the coronary arteries on the one hand and of the pulmonary arteries on the other hand.

For statistical evaluation the Wilcoxon test was used to compare the quantitative and qualitative scores of the two groups. Regarding the qualitative analysis, interrater agreement was evaluated using weighted Cohens kappa.

Furthermore the radiation exposure was compared by viewing the dose-length products provided by the scanner and calculating the effective doses from these.

Results

In terms of the coronary arteries, there was no significant difference between both groups regarding quantitative (SNR AA 14.92 vs. 15.46; $p = 0.619$ | SNR LM 19.80 vs. 20.30; $p = 0.661$ | SNR RCA 24.34 vs. 24.30; $p = 0.767$) or qualitative scores (4.25 vs. 4.29; $p = 0.672$), respectively.

In terms of the pulmonary arteries, we can see significant higher quantitative (SNR RPA 8.70 vs. 5.89; $p < 0.001$ | SNR LPA 9.06 vs. 6.25; $p < 0.001$) and qualitative scores (3.97 vs. 2.24; $p < 0.001$) for bolus tracking positioning in the left atrium than for bolus tracking positioning in the ascending aorta.

The calculation of the interrater reliability showed substantial agreement for the analysis of the coronary arteries ($\kappa = 0.654$) and almost perfect agreement for the analysis of the pulmonary arteries ($\kappa = 0.846$).

The radiation exposure was almost identical in both groups of patients (4.13 mSv vs. 4.13 mSv; $p = 0.501$).

Conclusion

Bolus tracking positioning in the left atrium or the ascending aorta causes equivalent image quality of the coronary arteries, so that the current mostly preferred position for the exclusively consideration of the coronary arteries in the ascending aorta can be maintained. Positioning in the left atrium causes a significant higher image quality of the pulmonary arteries, therefore it should be used for TRO-CTA. In addition, the study shows that this for TRO-CTA mostly used position in the left atrium does not adversely affect depiction of the coronary arteries, if compared to conventional bolus tracking positioning in the ascending aorta. This implies that despite the improved depiction of the pulmonary arteries and the aorta in TRO-CTA, the depiction of the coronary arteries is not restricted. Consequently these results are a further argument for an extension of the indication for TRO-CTA in place of conventional CCTA in patients with acute thoracic pain.

Datenanhang

| Zu vergleichende Variable | Shapiro-Wilk-Test | Normalverteilung |
|---------------------------|-------------------|------------------|
| Körpergröße "LV" | 0,881 | ja |
| Körpergewicht "LV" | 0,014 | nein |
| Herzfrequenz "LV" | 0,117 | ja |
| DLP "LV" | <0,001 | nein |
| eff_Dosis "LV" | <0,001 | nein |
| Reader_1_cor "LV" | <0,001 | nein |
| Reader_2_cor "LV" | <0,001 | nein |
| Gesamt_cor "LV" | <0,001 | nein |
| Mean_AA "LV" | 0,083 | ja |
| SD_AA "LV" | 0,182 | ja |
| SNR_AA "LV" | 0,043 | nein |
| Mean_LM "LV" | 0,048 | nein |
| SD_LM "LV" | <0,001 | nein |
| SNR_LM "LV" | <0,001 | nein |
| Mean_RCA "LV" | 0,089 | ja |
| SD_RCA "LV" | <0,001 | nein |
| SNR_RCA "LV" | <0,001 | nein |
| Reader_1_pul "LV" | <0,001 | nein |
| Reader_2_pul "LV" | <0,001 | nein |
| Gesamt_pul "LV" | <0,001 | nein |
| Mean_RPA "LV" | <0,001 | nein |
| SD_RPA "LV" | 0,200 | ja |
| SNR_RPA "LV" | <0,001 | nein |
| Mean_LPA "LV" | <0,001 | nein |
| SD_LPA "LV" | 0,228 | ja |
| SNR_LPA "LV" | <0,001 | nein |
| Körpergröße "AA" | 0,004 | nein |
| Körpergewicht "AA" | 0,058 | ja |
| Herzfrequenz "AA" | 0,065 | ja |
| DLP "AA" | <0,001 | nein |
| eff_Dosis "AA" | <0,001 | nein |
| Reader_1_cor "AA" | <0,001 | nein |
| Reader_2_cor "AA" | <0,001 | nein |
| Gesamt_cor "AA" | <0,001 | nein |
| Mean_AA "AA" | 0,001 | nein |
| SD_AA "AA" | 0,010 | nein |
| SNR_AA "AA" | <0,001 | nein |
| Mean_LM "AA" | 0,012 | nein |
| SD_LM "AA" | 0,012 | nein |
| SNR_LM "AA" | <0,001 | nein |
| Mean_RCA "AA" | <0,001 | nein |
| SD_RCA "AA" | <0,001 | nein |
| SNR_RCA "AA" | <0,001 | nein |
| Reader_1_pul "AA" | <0,001 | nein |
| Reader_2_pul "AA" | <0,001 | nein |
| Gesamt_pul "AA" | <0,001 | nein |
| Mean_RPA "AA" | <0,001 | nein |
| SD_RPA "AA" | 0,016 | nein |
| SNR_RPA "AA" | <0,001 | nein |
| Mean_LPA "AA" | <0,001 | nein |
| SD_LPA "AA" | 0,070 | ja |
| SNR_LPA "AA" | <0,001 | nein |

Tab.19 Überprüfung aller zu vergleichenden Variablen auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test.

Mann-Whitney test (independent samples)

| | | |
|----------------------------------|-------------------------------|----------------------|
| Sample 1 | | |
| Variable | Körpergröße_"LV"_vor_Matching | |
| Sample 2 | | |
| Variable | Körpergröße_"AA"_vor_Matching | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 256 |
| Lowest value | <u>147,0000</u> | <u>130,0000</u> |
| Highest value | <u>196,0000</u> | <u>196,0000</u> |
| Median | 173,0000 | 172,0000 |
| 95% CI for the median | 170,9219 to 177,0000 | 170,0000 to 174,0000 |
| Interquartile range | 166,5000 to 180,0000 | 165,0000 to 179,5000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | -1,0000 |
| 95% Confidence interval | | -4,0000 to 1,0000 |

Mann-Whitney test (independent samples)

| | |
|---------------------------------------|------------|
| Average rank of first group | 186,1146 |
| Average rank of second group | 172,8945 |
| Mann-Whitney U | 11365,00 |
| Test statistic Z (corrected for ties) | 1,086 |
| Two-tailed probability | P = 0,2774 |

Tab.20 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Körpergröße vor dem Matching mittels Mann-Whitney-U-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------------------|----------------------|
| Sample 1 | Körpergröße_"LV"_nach_Matching | |
| Sample 2 | Körpergröße_"AA"_nach_Matching | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>147,0000</u> | <u>130,0000</u> |
| Highest value | <u>196,0000</u> | <u>194,0000</u> |
| Median | 173,0000 | 175,0000 |
| 95% CI for the median | 170,9219 to 177,0000 | 172,0000 to 176,0000 |
| Interquartile range | 166,5000 to 180,0000 | 166,5000 to 180,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | 0,0000 |
| 95% Confidence interval | | -2,0000 to 2,0000 |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 47 |
| Number of negative differences | 45 |
| Large sample test statistic Z | -0,0214164 |
| Two-tailed probability | P = 0,9829 |

Tab.21 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Körpergröße nach dem Matching mittels Wilcoxon-Test.

Mann-Whitney test (independent samples)

| | | |
|----------------------------------|---------------------------------|--------------------|
| Sample 1 | | |
| Variable | Körpergewicht_"LV"_vor_Matching | |
| Sample 2 | | |
| Variable | Körpergewicht_"AA"_vor_Matching | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 256 |
| Lowest value | <u>52,0000</u> | <u>50,0000</u> |
| Highest value | <u>136,0000</u> | <u>133,0000</u> |
| Median | 79,5000 | 78,0000 |
| 95% CI for the median | 75,9219 to 84,0000 | 75,0000 to 81,0000 |
| Interquartile range | 70,0000 to 91,0000 | 68,0000 to 90,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | -2,0000 |
| 95% Confidence interval | | -5,0000 to 2,0000 |

Mann-Whitney test (independent samples)

| | |
|---------------------------------------|------------|
| Average rank of first group | 184,9323 |
| Average rank of second group | 173,3379 |
| Mann-Whitney U | 11478,50 |
| Test statistic Z (corrected for ties) | 0,952 |
| Two-tailed probability | P = 0,3409 |

Tab.22 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Körpergewichts vor dem Matching mittels Mann-Whitney-U-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|----------------------------------|--------------------|
| Sample 1 | Körpergewicht_"LV"_nach_Matching | |
| Sample 2 | Körpergewicht_"AA"_nach_Matching | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | 52,0000 | 55,0000 |
| Highest value | 136,0000 | 115,0000 |
| Median | 79,5000 | 81,5000 |
| 95% CI for the median | 75,9219 to 84,0000 | 79,8438 to 83,0000 |
| Interquartile range | 70,0000 to 91,0000 | 73,5000 to 90,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | 1,0000 |
| 95% Confidence interval | | -2,0000 to 4,0000 |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 51 |
| Number of negative differences | 43 |
| Large sample test statistic Z | -0,610891 |
| Two-tailed probability | P = 0,5413 |

Tab.23 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Körpergewichts nach dem Matching mittels Wilcoxon-Test.

Mann-Whitney test (independent samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------------------|--------------------|
| Sample 1 | | |
| Variable | Herzfrequenz "LV" vor Matching | |
| Sample 2 | | |
| Variable | Herzfrequenz "AA" vor Matching | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 256 |
| Lowest value | <u>47,0000</u> | <u>39,0000</u> |
| Highest value | <u>88,0000</u> | <u>91,0000</u> |
| Median | 63,0000 | 64,0000 |
| 95% CI for the median | 61,9219 to 65,0000 | 63,0000 to 65,0000 |
| Interquartile range | 59,5000 to 68,0000 | 60,0000 to 69,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | 1,0000 |
| 95% Confidence interval | | -1,0000 to 3,0000 |

Mann-Whitney test (independent samples)

| | |
|---------------------------------------|------------|
| Average rank of first group | 167,1250 |
| Average rank of second group | 180,0156 |
| Mann-Whitney U | 11388,00 |
| Test statistic Z (corrected for ties) | 1,060 |
| Two-tailed probability | P = 0,2894 |

Tab.24 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Herzfrequenz vor dem Matching mittels Mann-Whitney-U-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|---------------------------------|--------------------|
| Sample 1 | Herzfrequenz_"LV"_nach_Matching | |
| Sample 2 | Herzfrequenz_"AA"_nach_Matching | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | 47,0000 | 39,0000 |
| Highest value | 88,0000 | 87,0000 |
| Median | 63,0000 | 64,0000 |
| 95% CI for the median | 61,9219 to 65,0000 | 63,0000 to 65,0000 |
| Interquartile range | 59,5000 to 68,0000 | 60,0000 to 68,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | 0,5000 |
| 95% Confidence interval | | -1,5000 to 2,5000 |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 52 |
| Number of negative differences | 38 |
| Large sample test statistic Z | -0,653849 |
| Two-tailed probability | P = 0,5132 |

Tab.25 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Herzfrequenz nach dem Matching mittels Wilcoxon-Test.

| | | | | |
|--|--------|--|--------------------|-------|
| standardized difference for means | | | | |
| Körpergröße vor dem Matching | | | | |
| | | | | |
| mean treatment | 173,18 | | mean difference | 1,35 |
| mean control | 171,83 | | | |
| | | | | |
| standard deviation treatment | 9,97 | | variance treatment | 99,40 |
| standard deviation control | 9,58 | | variance control | 91,78 |
| | | | | |
| $\sqrt{(\text{variance treatment} + \text{variance control})/2}$ | 9,777 | | | |
| | | | | |
| d (standardized difference) | 0,138 | | | |

Tab.26 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Körpergröße vor dem Matching mittels Standardized Difference.

| | | | | |
|--|--------|--|--------------------|--------|
| standardized difference for means | | | | |
| Körpergröße nach dem Matching | | | | |
| | | | | |
| mean treatment | 173,18 | | mean difference | 0,24 |
| mean control | 172,94 | | | |
| | | | | |
| standard deviation treatment | 9,97 | | variance treatment | 99,40 |
| standard deviation control | 10,66 | | variance control | 113,64 |
| | | | | |
| $\sqrt{(\text{variance treatment} + \text{variance control})/2}$ | 10,321 | | | |
| | | | | |
| d (standardized difference) | 0,023 | | | |

Tab.27 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Körpergröße nach dem Matching mittels Standardized Difference.

| | | | | |
|--|--------|--|--------------------|--------|
| standardized difference for means | | | | |
| Körpergewicht vor dem Matching | | | | |
| | | | | |
| mean treatment | 81,72 | | mean difference | 1,63 |
| mean control | 80,09 | | | |
| | | | | |
| standard deviation treatment | 15,90 | | variance treatment | 252,81 |
| standard deviation control | 15,80 | | variance control | 249,64 |
| | | | | |
| $\sqrt{(\text{variance treatment} + \text{variance control})/2}$ | 15,850 | | | |
| | | | | |
| d (standardized difference) | 0,103 | | | |

Tab.28 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Körpergewichts vor dem Matching mittels Standardized Difference.

| standardized difference for means | | | |
|--|--------|--------------------|--------|
| Körpergewicht nach dem Matching | | | |
| mean treatment | 81,72 | mean difference | -0,29 |
| mean control | 82,01 | | |
| standard deviation treatment | 15,90 | variance treatment | 252,81 |
| standard deviation control | 13,10 | variance control | 171,61 |
| $\sqrt{(\text{variance treatment} + \text{variance control})/2}$ | 14,567 | | |
| d (standardized difference) | -0,020 | | |

Tab.29 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Körpergewichts nach dem Matching mittels Standardized Difference.

| standardized difference for means | | | |
|--|--------|--------------------|-------|
| Herzfrequenz vor dem Matching | | | |
| mean treatment | 63,93 | mean difference | -0,89 |
| mean control | 64,82 | | |
| standard deviation treatment | 7,21 | variance treatment | 51,98 |
| standard deviation control | 7,65 | variance control | 58,52 |
| $\sqrt{(\text{variance treatment} + \text{variance control})/2}$ | 7,433 | | |
| d (standardized difference) | -0,120 | | |

Tab.30 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Herzfrequenz vor dem Matching mittels Standardized Difference.

| standardized difference for means | | | |
|--|--------|--------------------|-------|
| Herzfrequenz nach dem Matching | | | |
| mean treatment | 63,93 | mean difference | -0,35 |
| mean control | 64,28 | | |
| standard deviation treatment | 7,21 | variance treatment | 51,98 |
| standard deviation control | 7,81 | variance control | 61,00 |
| $\sqrt{(\text{variance treatment} + \text{variance control})/2}$ | 7,516 | | |
| d (standardized difference) | -0,047 | | |

Tab.31 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Herzfrequenz nach dem Matching mittels Standardized Difference.

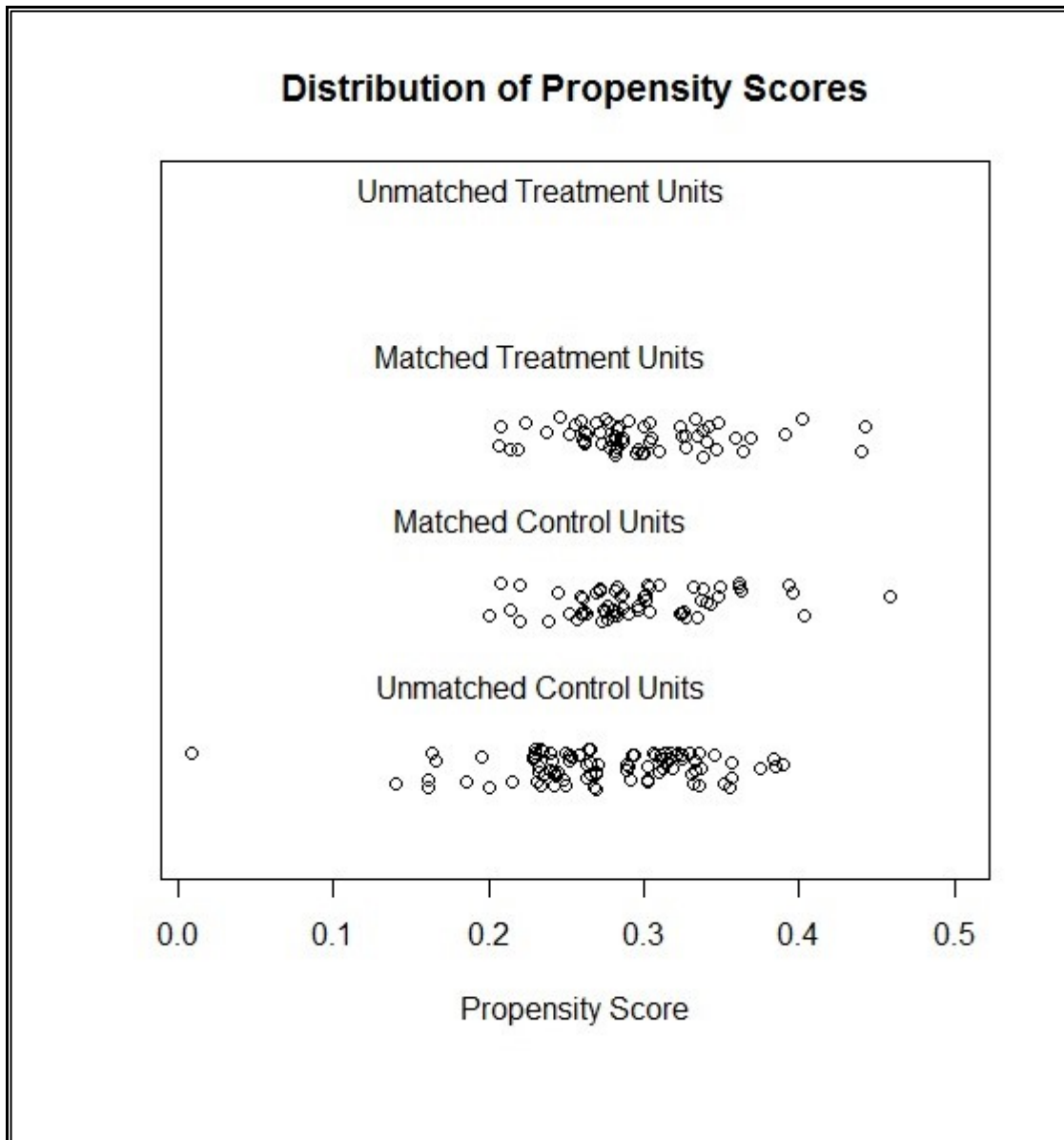


Abb.24 Jitter (Männer) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings: Jeder Punkt stellt einen Patienten mit seinem Propensity-Score dar. Jedem Patienten der Experimentalgruppe (Matched Treatment Units) wurde ein Patient mit möglichst ähnlichem Propensity-Score zugeordnet, sodass eine Kontrollgruppe (Matched Control Units) mit annähernd gleicher Verteilung der Punktwolke gebildet wurde. Die Patienten, die nicht mit in die Studie eingeschlossen wurden, sind in der unteren Punktwolke dargestellt (Unmatched Control Units).

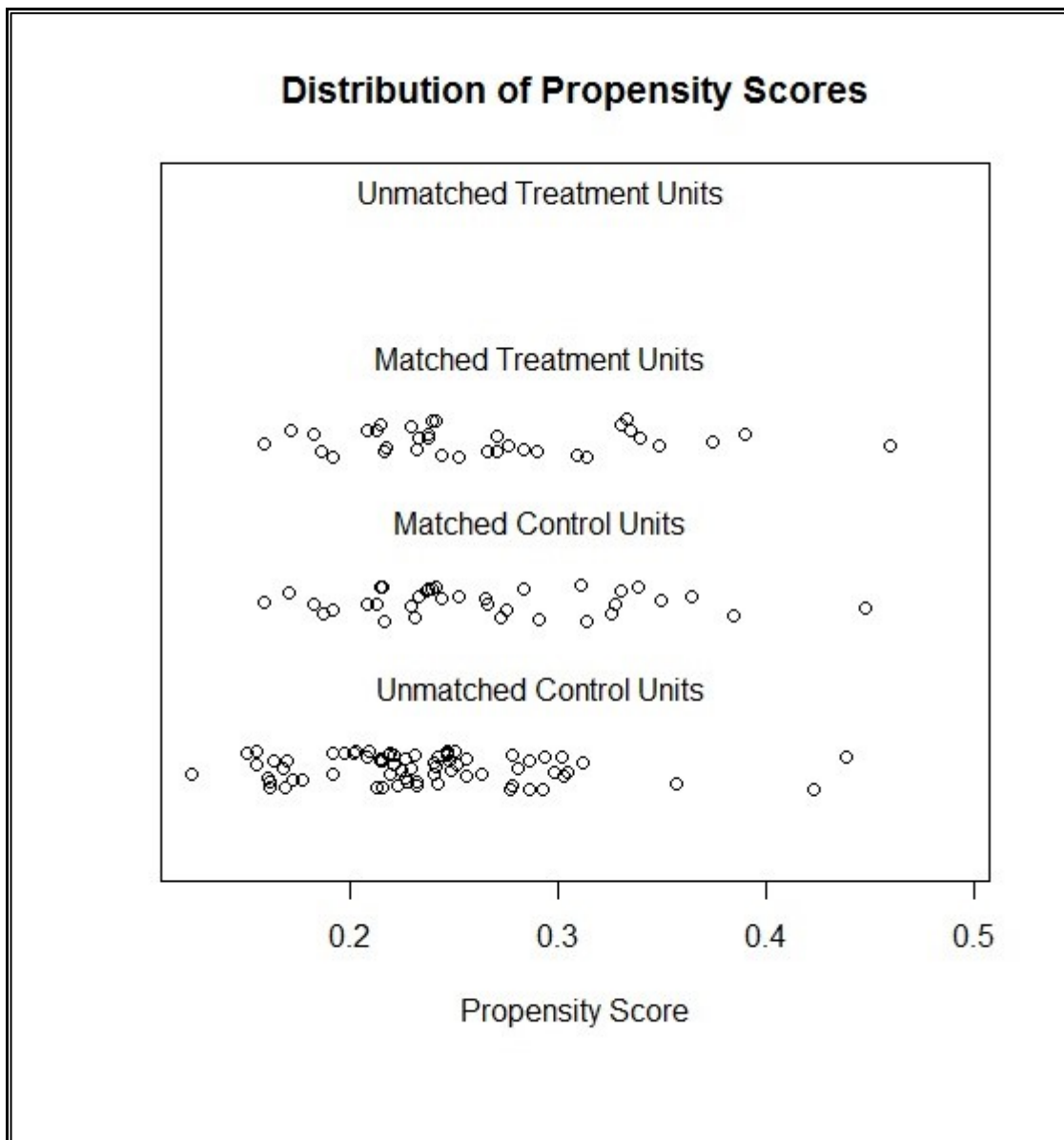


Abb.25 Jitter (Frauen) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings: Jeder Punkt stellt einen Patienten mit seinem Propensity-Score dar. Jedem Patienten der Experimentalgruppe (Matched Treatment Units) wurde ein Patient mit möglichst ähnlichem Propensity-Score zugeordnet, sodass eine Kontrollgruppe (Matched Control Units) mit annähernd gleicher Verteilung der Punktwolke gebildet wurde. Die Patienten, die nicht mit in die Studie eingeschlossen wurden, sind in der unteren Punktwolke dargestellt (Unmatched Control Units).

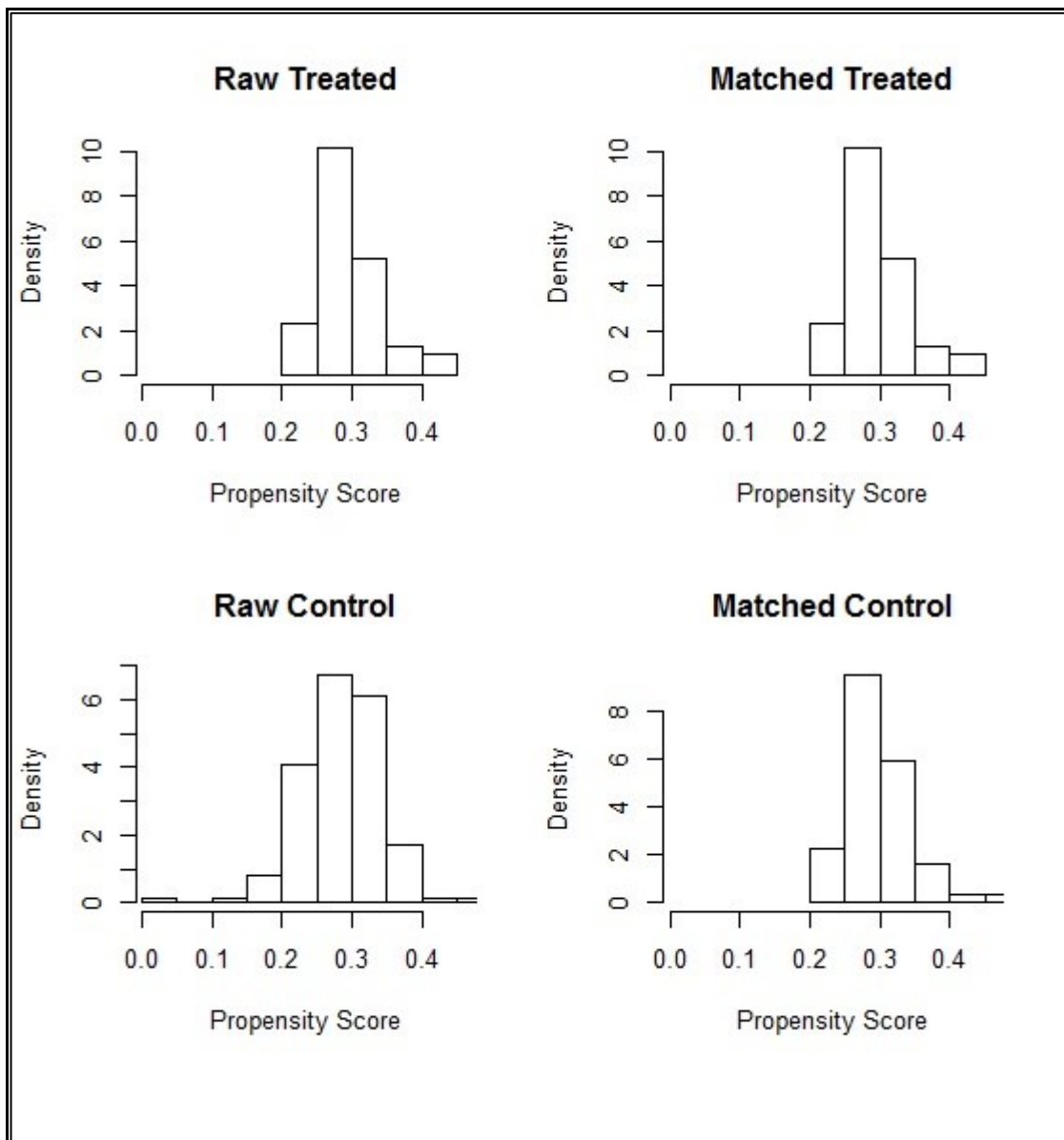


Abb.26 Histogramm (Männer) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings: Vergleich der Verteilungen der Propensity-Scores von Experimentalgruppe (oben) und Kontrollgruppe (unten) vor dem Matching (links) bzw. nach dem Matching (rechts).

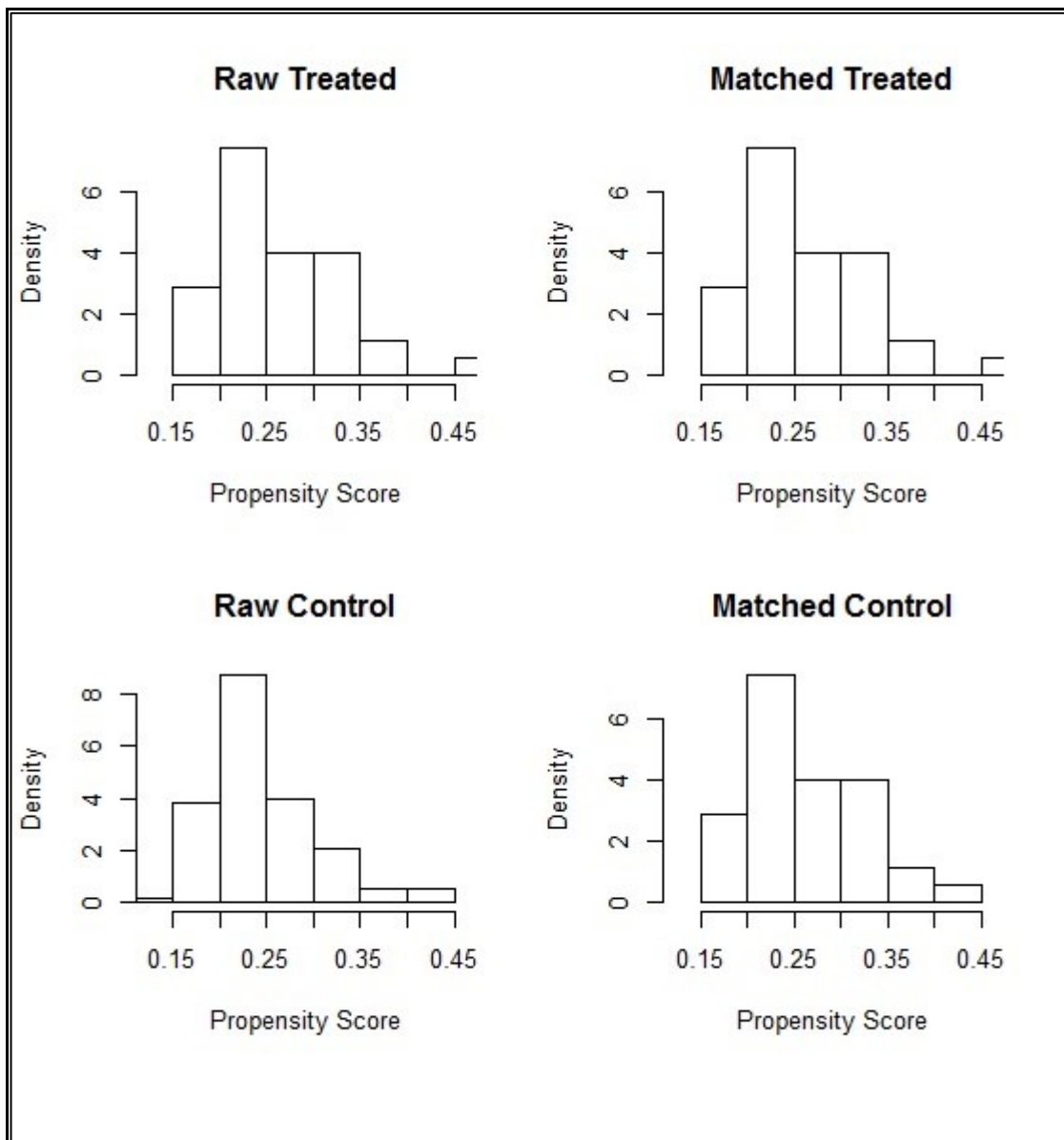


Abb.27 Histogramm (Frauen) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings: Vergleich der Verteilungen der Propensity-Scores von Experimentalgruppe (oben) und Kontrollgruppe (unten) vor dem Matching (links) bzw. nach dem Matching (rechts).

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|----------------------|----------------------|
| Sample 1 | DLP_"LV" | |
| Sample 2 | DLP_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>67,9000</u> | <u>58,4000</u> |
| Highest value | <u>808,0000</u> | <u>652,6000</u> |
| Median | 157,2000 | 186,7000 |
| 95% CI for the median | 141,1672 to 192,4703 | 159,8611 to 211,8640 |
| Interquartile range | 110,0000 to 267,5500 | 124,4000 to 292,6000 |
| Hodges-Lehmann median difference | 11,4250 | |
| 95% Confidence interval | -24,3500 to 44,9000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 55 |
| Number of negative differences | 41 |
| Large sample test statistic Z | -0,672393 |
| Two-tailed probability | P = 0,5013 |

Tab.32 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Dosis-Längen-Produkts (DLP) als Maß für die Strahlenbelastung mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|-------------------|------------------|
| Sample 1 | eff_Dosis_"LV" | |
| Sample 2 | eff_Dosis_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>1,2222</u> | <u>1,0512</u> |
| Highest value | <u>14,5440</u> | <u>11,7468</u> |
| Median | 2,8296 | 3,3606 |
| 95% CI for the median | 2,5410 to 3,4645 | 2,8775 to 3,8136 |
| Interquartile range | 1,9800 to 4,8159 | 2,2392 to 5,2668 |
| Hodges-Lehmann median difference | 0,2057 | |
| 95% Confidence interval | -0,4383 to 0,8082 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 55 |
| Number of negative differences | 41 |
| Large sample test statistic Z | -0,672393 |
| Two-tailed probability | P = 0,5013 |

Tab.33 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der effektiven Dosis als Maß für die Strahlenbelastung mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|----------------------|----------------------|
| Sample 1 | Mean_AA_"LV" | |
| Sample 2 | Mean_AA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>217,0000</u> | <u>260,0000</u> |
| Highest value | <u>887,0000</u> | <u>948,0000</u> |
| Median | 546,0000 | 484,5000 |
| 95% CI for the median | 498,1409 to 596,5467 | 433,9219 to 521,7029 |
| Interquartile range | 403,0000 to 652,5000 | 384,5000 to 617,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -22,0000 | |
| 95% Confidence interval | -69,0000 to 26,0000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 48 |
| Number of negative differences | 48 |
| Large sample test statistic Z | 0,889825 |
| Two-tailed probability | P = 0,3736 |

Tab.34 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Signalintensität (Mean) in der proximalen Aorta ascendens (AA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|----------------------|----------------------|
| Sample 1 | Mean_LM_"LV" | |
| Sample 2 | Mean_LM_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>200,0000</u> | <u>141,0000</u> |
| Highest value | <u>828,0000</u> | <u>886,0000</u> |
| Median | 520,0000 | 440,5000 |
| 95% CI for the median | 457,0000 to 557,3124 | 412,7657 to 500,7029 |
| Interquartile range | 373,0000 to 634,0000 | 366,5000 to 582,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -25,0000 | |
| 95% Confidence interval | -71,0000 to 24,0000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 46 |
| Number of negative differences | 50 |
| Large sample test statistic Z | 1,019553 |
| Two-tailed probability | P = 0,3079 |

Tab.35 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Signalintensität (Mean) im Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|-----------------------|----------------------|
| Sample 1 | Mean_RCA_"LV" | |
| Sample 2 | Mean_RCA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>201,0000</u> | <u>203,0000</u> |
| Highest value | <u>850,0000</u> | <u>881,0000</u> |
| Median | 532,5000 | 420,5000 |
| 95% CI for the median | 461,6095 to 563,5467 | 370,9219 to 478,0781 |
| Interquartile range | 394,5000 to 644,5000 | 326,5000 to 556,5000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -66,0000 | |
| 95% Confidence interval | -116,0000 to -17,5000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 39 |
| Number of negative differences | 57 |
| Large sample test statistic Z | 2,695054 |
| Two-tailed probability | P = 0,0070 |

Tab.36 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Signalintensität (Mean) in der rechten Koronararterie (RCA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 1 | SD_AA_"LV" | |
| Sample 2 | SD_AA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>15,8000</u> | <u>17,9000</u> |
| Highest value | <u>63,0000</u> | <u>53,2000</u> |
| Median | 37,3000 | 32,0000 |
| 95% CI for the median | 34,7141 to 39,6078 | 29,7766 to 34,9391 |
| Interquartile range | 29,5500 to 44,0500 | 26,6500 to 40,4000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -2,9250 | |
| 95% Confidence interval | -6,1000 to 0,1500 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 40 |
| Number of negative differences | 56 |
| Large sample test statistic Z | 1,858217 |
| Two-tailed probability | P = 0,0631 |

Tab.37 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Bildrauschens (SD) in der proximalen Aorta ascendens (AA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| Sample 1 | SD_LM_"LV" | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 2 | SD_LM_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>6,6000</u> | <u>8,8000</u> |
| Highest value | <u>57,8000</u> | <u>63,1000</u> |
| Median | 26,6500 | 24,9500 |
| 95% CI for the median | 25,1000 to 29,6000 | 22,2531 to 28,7078 |
| Interquartile range | 20,6500 to 33,3500 | 18,8000 to 32,6000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -2,0500 | |
| 95% Confidence interval | -5,3000 to 1,2000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 41 |
| Number of negative differences | 55 |
| Large sample test statistic Z | 1,236984 |
| Two-tailed probability | P = 0,2161 |

Tab.38 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Bildrauschens (SD) im Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| Sample 1 | SD_RCA_"LV" | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 2 | SD_RCA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>8,6000</u> | <u>6,4000</u> |
| Highest value | <u>59,0000</u> | <u>77,1000</u> |
| Median | 22,0500 | 20,1000 |
| 95% CI for the median | 19,6766 to 23,5078 | 17,4922 to 22,9547 |
| Interquartile range | 16,2500 to 30,4000 | 13,6500 to 27,8000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -2,5000 | |
| 95% Confidence interval | -5,3500 to 0,2500 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 43 |
| Number of negative differences | 52 |
| Large sample test statistic Z | 1,800252 |
| Two-tailed probability | P = 0,0718 |

Tab.39 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Bildrauschens (SD) in der rechten Koronararterie (RCA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 1 | SNR_AA_"LV" | |
| Sample 2 | SNR_AA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>8,2796</u> | <u>6,3725</u> |
| Highest value | <u>25,9877</u> | <u>35,2416</u> |
| Median | 14,4706 | 15,0052 |
| 95% CI for the median | 13,5054 to 15,4415 | 14,5487 to 16,0152 |
| Interquartile range | 12,4248 to 16,8285 | 13,0124 to 17,1695 |
| Hodges-Lehmann median difference | 0,2296 | |
| 95% Confidence interval | -0,6773 to 1,2604 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 48 |
| Number of negative differences | 48 |
| Large sample test statistic Z | -0,496986 |
| Two-tailed probability | P = 0,6192 |

Tab.40 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) in der proximalen Aorta ascendens (AA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 1 | SNR_LM_"LV" | |
| Sample 2 | SNR_LM_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>5,7339</u> | <u>7,7337</u> |
| Highest value | <u>53,1818</u> | <u>55,7955</u> |
| Median | 18,9904 | 18,8784 |
| 95% CI for the median | 16,1166 to 20,3901 | 17,0720 to 20,6694 |
| Interquartile range | 13,3449 to 24,1722 | 14,9140 to 24,7391 |
| Hodges-Lehmann median difference | 0,5332 | |
| 95% Confidence interval | -1,7534 to 2,7959 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 50 |
| Number of negative differences | 46 |
| Large sample test statistic Z | -0,438517 |
| Two-tailed probability | P = 0,6610 |

Tab.41 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) im Hauptstamm der linken Koronararterie (LM) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 1 | SNR_RCA_"LV" | |
| Sample 2 | SNR_RCA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>9,0950</u> | <u>6,0567</u> |
| Highest value | <u>57,8102</u> | <u>87,3404</u> |
| Median | 22,8408 | 22,5961 |
| 95% CI for the median | 19,8150 to 25,0080 | 20,1564 to 25,1553 |
| Interquartile range | 16,0981 to 29,4314 | 16,4584 to 28,6556 |
| Hodges-Lehmann median difference | | -0,4642 |
| 95% Confidence interval | | -3,4615 to 2,5581 |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 49 |
| Number of negative differences | 47 |
| Large sample test statistic Z | 0,295999 |
| Two-tailed probability | P = 0,7672 |

Tab.42 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) in der rechten Koronararterie (RCA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|----------------------|-----------------------|
| Sample 1 | Mean_RPA_"LV" | |
| Sample 2 | Mean_RPA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>103,0000</u> | <u>67,4000</u> |
| Highest value | <u>816,0000</u> | <u>743,0000</u> |
| Median | 271,0000 | 151,0000 |
| 95% CI for the median | 250,6095 to 326,0781 | 135,8438 to 175,0000 |
| Interquartile range | 188,0000 to 385,0000 | 111,0000 to 204,5000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | -117,9250 |
| 95% Confidence interval | | -145,5000 to -91,0000 |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 17 |
| Number of negative differences | 79 |
| Large sample test statistic Z | 6,543044 |
| Two-tailed probability | P < 0,0001 |

Tab.43 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Signalintensität (Mean) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|----------------------|-----------------------|
| Sample 1 | Mean_LPA_"LV" | |
| Sample 2 | Mean_LPA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>112,0000</u> | <u>68,0000</u> |
| Highest value | <u>818,0000</u> | <u>703,0000</u> |
| Median | 281,5000 | 154,5000 |
| 95% CI for the median | 235,5314 to 322,3905 | 136,0000 to 173,0000 |
| Interquartile range | 192,0000 to 383,0000 | 109,0000 to 213,5000 |
| Hodges-Lehmann median difference | | -115,5000 |
| 95% Confidence interval | | -144,5000 to -88,5000 |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 19 |
| Number of negative differences | 77 |
| Large sample test statistic Z | 6,351192 |
| Two-tailed probability | P < 0,0001 |

Tab.44 Vergleich der Patientengruppen bezüglich der Signalintensität (Mean) in der linken Pulmonalarterie (LPA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 1 | SD_RPA_"LV" | |
| Sample 2 | SD_RPA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>17,0000</u> | <u>16,9000</u> |
| Highest value | <u>65,9000</u> | <u>51,8000</u> |
| Median | 36,6500 | 29,6500 |
| 95% CI for the median | 33,7844 to 37,6234 | 28,1000 to 31,6156 |
| Interquartile range | 30,7500 to 41,5500 | 25,3000 to 36,3000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -5,0000 | |
| 95% Confidence interval | -7,1000 to -2,8000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 33 |
| Number of negative differences | 63 |
| Large sample test statistic Z | 4,070902 |
| Two-tailed probability | P < 0,0001 |

Tab.45 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Bildrauschens (SD) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|--------------------|
| Sample 1 | SD_LPA_"LV" | |
| Sample 2 | SD_LPA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>19,1000</u> | <u>16,6000</u> |
| Highest value | <u>61,2000</u> | <u>45,6000</u> |
| Median | 34,1000 | 29,1500 |
| 95% CI for the median | 31,9375 to 36,5156 | 27,2844 to 30,7078 |
| Interquartile range | 28,0000 to 40,3500 | 25,3000 to 34,5500 |
| Hodges-Lehmann median difference | -4,6000 | |
| 95% Confidence interval | -6,9500 to -2,1000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 35 |
| Number of negative differences | 61 |
| Large sample test statistic Z | 3,466114 |
| Two-tailed probability | P = 0,0005 |

Tab.46 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Bildrauschens (SD) in der linken Pulmonalarterie (LPA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|------------------|
| Sample 1 | SNR_RPA_"LV" | |
| Sample 2 | SNR_RPA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>3,4797</u> | <u>2,3102</u> |
| Highest value | <u>22,2601</u> | <u>17,7377</u> |
| Median | 8,0012 | 4,9478 |
| 95% CI for the median | 7,2571 to 9,1292 | 4,5803 to 5,7152 |
| Interquartile range | 5,8400 to 10,3898 | 3,9888 to 7,1760 |
| Hodges-Lehmann median difference | -2,6205 | |
| 95% Confidence interval | -3,3580 to -1,8417 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 19 |
| Number of negative differences | 77 |
| Large sample test statistic Z | 6,018650 |
| Two-tailed probability | P < 0,0001 |

Tab.47 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) in der rechten Pulmonalarterie (RPA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|------------------|
| Sample 1 | SNR_LPA_"LV" | |
| Sample 2 | SNR_LPA_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>3,7963</u> | <u>1,8529</u> |
| Highest value | <u>21,6087</u> | <u>19,3727</u> |
| Median | 8,1921 | 5,4586 |
| 95% CI for the median | 7,2022 to 8,9371 | 4,7317 to 6,0393 |
| Interquartile range | 6,5272 to 11,2410 | 4,1009 to 7,1530 |
| Hodges-Lehmann median difference | -2,5889 | |
| 95% Confidence interval | -3,4573 to -1,7459 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 24 |
| Number of negative differences | 72 |
| Large sample test statistic Z | 5,397417 |
| Two-tailed probability | P < 0,0001 |

Tab.48 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) in der linken Pulmonalarterie (LPA) mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|------------------|------------------|
| Sample 1 | Gesamt_cor_"LV" | |
| Sample 2 | Gesamt_cor_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>2,0000</u> | <u>3,0000</u> |
| Highest value | <u>5,0000</u> | <u>5,0000</u> |
| Median | 4,0000 | 4,0000 |
| 95% CI for the median | 4,0000 to 5,0000 | 4,0000 to 5,0000 |
| Interquartile range | 4,0000 to 5,0000 | 4,0000 to 5,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | 0,0000 | |
| 95% Confidence interval | 0,0000 to 0,0000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 24 |
| Number of negative differences | 21 |
| Large sample test statistic Z | -0,423283 |
| Two-tailed probability | P = 0,6721 |

Tab.49 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des qualitativen Gesamtscores für die Koronararterien mittels Wilcoxon-Test.

Wilcoxon test (paired samples)

| | | |
|----------------------------------|--------------------|------------------|
| Sample 1 | Gesamt_pul_"LV" | |
| Sample 2 | Gesamt_pul_"AA" | |
| | Sample 1 | Sample 2 |
| Sample size | 96 | 96 |
| Lowest value | <u>1,0000</u> | <u>1,0000</u> |
| Highest value | <u>5,0000</u> | <u>5,0000</u> |
| Median | 4,0000 | 2,0000 |
| 95% CI for the median | 4,0000 to 5,0000 | 2,0000 to 2,0000 |
| Interquartile range | 3,0000 to 5,0000 | 1,0000 to 3,0000 |
| Hodges-Lehmann median difference | -2,0000 | |
| 95% Confidence interval | -2,0000 to -1,5000 | |

Wilcoxon test (paired samples)

| | |
|--------------------------------|------------|
| Number of positive differences | 12 |
| Number of negative differences | 68 |
| Large sample test statistic Z | 6,731589 |
| Two-tailed probability | P < 0,0001 |

Tab.50 Vergleich der Patientengruppen bezüglich des qualitativen Gesamtscores für die Pulmonalarterien mittels Wilcoxon-Test.

Inter-rater agreement (kappa)

| Observer A | Reader_1_cor | | | | |
|-----------------------------|--------------------|---------------|---------------|---------------|------------|
| Observer B | Reader_2_cor | | | | |
| Reader_2_cor | Reader_1_cor | | | | |
| | 2 | 3 | 4 | 5 | |
| 2 | 1 | 2 | 0 | 0 | 3 (1,6%) |
| 3 | 1 | 18 | 13 | 0 | 32 (16,7%) |
| 4 | 0 | 5 | 46 | 21 | 72 (37,5%) |
| 5 | 0 | 0 | 11 | 74 | 85 (44,3%) |
| | 2 (1,0%) | 25 (13,0%) | 70 (36,5%) | 95 (49,5%) | 192 |
| Weighted Kappa ^a | 0,65355 | | | | |
| Standard error | 0,04168 | | | | |
| 95% CI | 0,57186 to 0,73524 | | | | |

^a Linear weights

Tab.51 Berechnung des gewichteten Cohens Kappa als Maß für die Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Koronararterien

Inter-rater agreement (kappa)

| | | | | | | |
|-----------------------------|--------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|------------|
| Observer A | Reader_1_pul | | | | | |
| Observer B | Reader_2_pul | | | | | |
| Reader_2_pul | Reader_1_pul | | | | | |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | |
| 1 | 38 | 3 | 0 | 0 | 0 | 41 (21,4%) |
| 2 | 5 | 20 | 2 | 0 | 0 | 27 (14,1%) |
| 3 | 0 | 11 | 23 | 4 | 0 | 38 (19,8%) |
| 4 | 0 | 0 | 9 | 12 | 8 | 29 (15,1%) |
| 5 | 0 | 0 | 1 | 7 | 49 | 57 (29,7%) |
| | 43 (22,4%) | 34 (17,7%) | 35 (18,2%) | 23 (12,0%) | 57 (29,7%) | 192 |
| Weighted Kappa ^a | 0,84573 | | | | | |
| Standard error | 0,02041 | | | | | |
| 95% CI | 0,80572 to 0,88574 | | | | | |

^a Linear weights

Tab.52 Berechnung des gewichteten Cohens Kappa als Maß für die Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Pulmonalarterien

One-way analysis of variance

| | |
|--------------|-------------|
| Data | Quan_cor_LV |
| Factor codes | Qual_cor_LV |
| Sample size | 96 |

Levene's test for equality of error variances

| | |
|--------------------|-----------|
| Levene statistic | 0,998 |
| DF 1 | 3 |
| DF 2 | 92 |
| Significance level | P = 0,397 |

ANOVA

| Source of variation | Sum of Squares | DF | Mean Square |
|---------------------------------------|----------------|----|-------------|
| Between groups (influence factor) | 368,3631 | 3 | 122,7877 |
| Within groups (other fluctuations) | 2636,3501 | 92 | 28,6560 |
| Total | 3004,7133 | 95 | |
| F-ratio | 4,285 | | |
| Significance level | P = 0,007 | | |

Tukey-Kramer test for all pairwise comparisons

| Factor | n | Mean | SD | Different (P<0,05) from factor nr |
|--------|----|---------|--------|--------------------------------------|
| (1) 2 | 1 | 9,3071 | ? | |
| (2) 3 | 15 | 16,3938 | 4,0630 | (4) |
| (3) 4 | 39 | 19,5922 | 5,5490 | |
| (4) 5 | 41 | 21,2298 | 5,5569 | (2) |

Tab.53 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inkl. Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer zur Detektion von Unterschieden bezüglich der SNR-Werte zwischen Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores; Betrachtung der Ergebnisse für die Koronararterien bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof.

One-way analysis of variance

| | |
|--------------|-------------|
| Data | Quan_cor_AA |
| Factor codes | Qual_cor_AA |
| Sample size | 96 |

Levene's test for equality of error variances

| | |
|--------------------|-----------|
| Levene statistic | 2,063 |
| DF 1 | 2 |
| DF 2 | 93 |
| Significance level | P = 0,133 |

ANOVA

| Source of variation | Sum of Squares | DF | Mean Square |
|---------------------------------------|----------------|----|-------------|
| Between groups (influence factor) | 656,8071 | 2 | 328,4036 |
| Within groups (other fluctuations) | 3001,7839 | 93 | 32,2772 |
| Total | 3658,5910 | 95 | |
| F-ratio | | | 10,174 |
| Significance level | | | P < 0,001 |

Tukey-Kramer test for all pairwise comparisons

| Factor | n | Mean | SD | Different (P<0,05) from factor nr |
|--------|----|---------|--------|--------------------------------------|
| (1) 3 | 16 | 16,0493 | 5,5253 | (3) |
| (2) 4 | 36 | 18,4914 | 4,0223 | (3) |
| (3) 5 | 44 | 22,7186 | 6,7816 | (1)(2) |

Tab.54 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inkl. Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer zur Detektion von Unterschieden bezüglich der SNR-Werte zwischen Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores; Betrachtung der Ergebnisse für die Koronararterien bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens.

One-way analysis of variance

| | |
|--------------|---------------|
| Data | Quan_cor_alle |
| Factor codes | Qual_cor_alle |
| Sample size | 192 |

Levene's test for equality of error variances

| | |
|--------------------|-----------|
| Levene statistic | 1,406 |
| DF 1 | 3 |
| DF 2 | 188 |
| Significance level | P = 0,242 |

ANOVA

| Source of variation | Sum of Squares | DF | Mean Square |
|---------------------------------------|----------------|-----|-------------|
| Between groups (influence factor) | 959,9810 | 3 | 319,9937 |
| Within groups (other fluctuations) | 5708,7792 | 188 | 30,3658 |
| Total | 6668,7602 | 191 | |
| F-ratio | | | 10,538 |
| Significance level | | | P < 0,001 |

Tukey-Kramer test for all pairwise comparisons

| Factor | n | Mean | SD | Different (P<0,05) from factor nr |
|--------|----|---------|--------|--------------------------------------|
| (1) 2 | 1 | 9,3071 | ? | |
| (2) 3 | 31 | 16,2160 | 4,7957 | (4) |
| (3) 4 | 75 | 19,0638 | 4,8755 | (4) |
| (4) 5 | 85 | 22,0005 | 6,2296 | (2)(3) |

Tab.55 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inkl. Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer zur Detektion von Unterschieden bezüglich der SNR-Werte zwischen Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores; Betrachtung der Ergebnisse für die Koronararterien bei allen Patienten, unabhängig von der Position der Bolus-Tracking-ROI.

One-way analysis of variance

| | |
|--------------|-------------|
| Data | Quan_pul_LV |
| Factor codes | Qual_pul_LV |
| Sample size | 96 |

Levene's test for equality of error variances

| | |
|--------------------|-----------|
| Levene statistic | 3,528 |
| DF 1 | 4 |
| DF 2 | 91 |
| Significance level | P = 0,010 |

ANOVA

| Source of variation | Sum of Squares | DF | Mean Square |
|---------------------------------------|----------------|----|-------------|
| Between groups (influence factor) | 433,1852 | 4 | 108,2963 |
| Within groups (other fluctuations) | 955,8134 | 91 | 10,5034 |
| Total | 1388,9986 | 95 | |

| | |
|--------------------|-----------|
| F-ratio | 10,311 |
| Significance level | P < 0,001 |

Tukey-Kramer test for all pairwise comparisons

| Factor | n | Mean | SD | Different (P<0,05) from factor nr |
|--------|----|---------|--------|--------------------------------------|
| (1) 1 | 7 | 5,0498 | 1,3026 | (5) |
| (2) 2 | 5 | 5,8221 | 2,2449 | (5) |
| (3) 3 | 19 | 6,9325 | 1,8394 | (5) |
| (4) 4 | 18 | 7,9489 | 2,3601 | (5) |
| (5) 5 | 47 | 10,9225 | 4,0910 | (1)(2)(3)(4) |

Tab.56 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inkl. Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer zur Detektion von Unterschieden bezüglich der SNR-Werte zwischen Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores; Betrachtung der Ergebnisse für die Pulmonalarterien bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof.

One-way analysis of variance

| | |
|--------------|-------------|
| Data | Quan_pul_AA |
| Factor codes | Qual_pul_AA |
| Sample size | 96 |

Levene's test for equality of error variances

| | |
|--------------------|-----------|
| Levene statistic | 8,728 |
| DF 1 | 4 |
| DF 2 | 91 |
| Significance level | P < 0,001 |

ANOVA

| Source of variation | Sum of Squares | DF | Mean Square |
|---------------------------------------|----------------|----|-------------|
| Between groups (influence factor) | 627,2720 | 4 | 156,8180 |
| Within groups (other fluctuations) | 263,3110 | 91 | 2,8935 |
| Total | 890,5830 | 95 | |

| | |
|--------------------|-----------|
| F-ratio | 54,196 |
| Significance level | P < 0,001 |

Tukey-Kramer test for all pairwise comparisons

| Factor | n | Mean | SD | Different (P<0,05) from factor nr |
|--------|----|---------|--------|--------------------------------------|
| (1) 1 | 37 | 4,2885 | 1,0451 | (3)(4)(5) |
| (2) 2 | 25 | 5,4366 | 1,9066 | (4)(5) |
| (3) 3 | 19 | 6,0699 | 1,3206 | (1)(5) |
| (4) 4 | 4 | 8,3531 | 1,4838 | (1)(2)(5) |
| (5) 5 | 11 | 12,6687 | 3,1424 | (1)(2)(3)(4) |

Tab.57 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inkl. Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer zur Detektion von Unterschieden bezüglich der SNR-Werte zwischen Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores; Betrachtung der Ergebnisse für die Pulmonalarterien bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens.

One-way analysis of variance

| | |
|--------------|---------------|
| Data | Quan_pul_alle |
| Factor codes | Qual_pul_alle |
| Sample size | 192 |

Levene's test for equality of error variances

| | |
|--------------------|-----------|
| Levene statistic | 15,138 |
| DF 1 | 4 |
| DF 2 | 187 |
| Significance level | P < 0,001 |

ANOVA

| Source of variation | Sum of Squares | DF | Mean Square |
|---------------------------------------|----------------|-----|-------------|
| Between groups (influence factor) | 1401,1264 | 4 | 350,2816 |
| Within groups (other fluctuations) | 1257,9389 | 187 | 6,7269 |
| Total | 2659,0652 | 191 | |

| | |
|--------------------|-----------|
| F-ratio | 52,071 |
| Significance level | P < 0,001 |

Tukey-Kramer test for all pairwise comparisons

| Factor | n | Mean | SD | Different (P<0,05) from factor nr |
|--------|----|---------|--------|--------------------------------------|
| (1) 1 | 44 | 4,4096 | 1,1093 | (3)(4)(5) |
| (2) 2 | 30 | 5,5009 | 1,9300 | (4)(5) |
| (3) 3 | 38 | 6,5012 | 1,6387 | (1)(5) |
| (4) 4 | 22 | 8,0224 | 2,2021 | (1)(2)(5) |
| (5) 5 | 58 | 11,2537 | 3,9643 | (1)(2)(3)(4) |

Tab.58 Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) inkl. Post-hoc-Test nach Tukey-Kramer zur Detektion von Unterschieden bezüglich der SNR-Werte zwischen Patienten mit unterschiedlichen qualitativen Gesamtscores; Betrachtung der Ergebnisse für die Pulmonalarterien bei allen Patienten, unabhängig von der Position der Bolus-Tracking-ROI.

Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Tab.1 Prämedikation..... | 15 |
| Tab.2 Körpergröße vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching..... | 26 |
| Tab.3 Körpergewicht vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching..... | 27 |
| Tab.4 Herzfrequenz vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching | 28 |
| Tab.5 Ergebnisse der Signifikanztests und Standardized Differences für den Vergleich der Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching..... | 29 |
| Tab.6 Mittlere Strahlenbelastung beider Patientengruppen..... | 31 |
| Tab.7 Mittlere Signalintensitäten in der proximalen Aorta ascendens, in dem Hauptstamm der linken Koronararterie und in der rechten Koronararterie..... | 33 |
| Tab.8 Mittleres Bildrauschen in der proximalen Aorta ascendens, in dem Hauptstamm der linken Koronararterie und in der rechten Koronararterie..... | 33 |
| Tab.9 Mittlere Signal-Rausch-Verhältnisse in der proximalen Aorta ascendens, in dem Hauptstamm der linken Koronararterie und in der rechten Koronararterie..... | 33 |
| Tab.10 Mittlere Signalintensitäten in der rechten und linken Pulmonalarterie..... | 37 |
| Tab.11 Mittleres Bildrauschen in der rechten und linken Pulmonalarterie | 37 |
| Tab.12 Mittlere Signal-Rausch-Verhältnisse in der rechten und linken Pulmonalarterie ... | 37 |
| Tab.13 Qualitative Gesamtscores der Koronararterien | 39 |
| Tab.14 Qualitative Gesamtscores der Pulmonalarterien | 40 |
| Tab.15 Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Koronararterien..... | 41 |
| Tab.16 Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Pulmonalarterien..... | 42 |
| Tab.17 Einfaktorielle Varianzanalyse für die Scores der Koronararterien..... | 43 |
| Tab.18 Einfaktorielle Varianzanalyse für die Scores der Pulmonalarterien..... | 45 |
| Tab.19 Überprüfung aller zu vergleichenden Variablen auf Normalverteilung mittels Shapiro-Wilk-Test. | 62 |
| Tab.20 Vergleich Körpergröße vor dem Matching mittels Mann-Whitney-U-Test. | 63 |
| Tab.21 Vergleich Körpergröße nach dem Matching mittels Wilcoxon-Test..... | 63 |
| Tab.22 Vergleich Körpergewicht vor dem Matching mittels Mann-Whitney-U-Test. | 64 |
| Tab.23 Vergleich Körpergewicht nach dem Matching mittels Wilcoxon-Test..... | 64 |
| Tab.24 Vergleich Herzfrequenz vor dem Matching mittels Mann-Whitney-U-Test..... | 65 |
| Tab.25 Vergleich Herzfrequenz nach dem Matching mittels Wilcoxon-Test. | 65 |
| Tab.26 Vergleich Körpergröße vor dem Matching mittels Standardized Difference..... | 66 |
| Tab.27 Vergleich Körpergröße nach dem Matching mittels Standardized Difference | 66 |
| Tab.28 Vergleich Körpergewicht vor dem Matching mittels Standardized Difference | 66 |
| Tab.29 Vergleich Körpergewicht nach dem Matching mittels Standardized Difference. ... | 67 |

| | |
|---|----|
| Tab.30 Vergleich Herzfrequenz vor dem Matching mittels Standardized Difference. | 67 |
| Tab.31 Vergleich Herzfrequenz nach dem Matching mittels Standardized Difference. | 67 |
| Tab.32 Vergleich Dosis-Längen-Produkt (DLP) | 72 |
| Tab.33 Vergleich effektive Dosis..... | 72 |
| Tab.34 Vergleich Signalintensität in der proximalen Aorta ascendens | 73 |
| Tab.35 Vergleich Signalintensität im Hauptstamm der linken Koronararterie | 73 |
| Tab.36 Vergleich Signalintensität in der rechten Koronararterie..... | 74 |
| Tab.37 Vergleich Bildrauschen in der proximalen Aorta ascendens..... | 74 |
| Tab.38 Vergleich Bildrauschen im Hauptstamm der linken Koronararterie..... | 75 |
| Tab.39 Vergleich Bildrauschen in der rechten Koronararterie | 75 |
| Tab.40 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis in der proximalen Aorta ascendens | 76 |
| Tab.41 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis im Hauptstamm der linken Koronararterie ... | 76 |
| Tab.42 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis in der rechten Koronararterie | 77 |
| Tab.43 Vergleich Signalintensität in der rechten Pulmonalarterie | 78 |
| Tab.44 Vergleich Signalintensität in der linken Pulmonalarterie | 78 |
| Tab.45 Vergleich Bildrauschen in der rechten Pulmonalarterie | 79 |
| Tab.46 Vergleich Bildrauschen in der linken Pulmonalarterie..... | 79 |
| Tab.47 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis in der rechten Pulmonalarterie..... | 80 |
| Tab.48 Vergleich Signal-Rausch-Verhältnis in der linken Pulmonalarterie | 80 |
| Tab.49 Vergleich qualitativer Gesamtscore für die Koronararterien | 81 |
| Tab.50 Vergleich qualitativer Gesamtscore für die Pulmonalarterien | 81 |
| Tab.51 Berechnung des gewichteten Cohens Kappa als Maß für die Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Koronararterien..... | 82 |
| Tab.52 Berechnung des gewichteten Cohens Kappa als Maß für die Interrater-Reliabilität bezüglich der Bildqualität der Pulmonalarterien | 82 |
| Tab.53 Einfaktorielle Varianzanalyse (Scores der Koronararterien) bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof. | 83 |
| Tab.54 Einfaktorielle Varianzanalyse (Scores der Koronararterien) bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens. | 84 |
| Tab.55 Einfaktorielle Varianzanalyse (Scores der Koronararterien) bei allen Patienten ... | 85 |
| Tab.56 Einfaktorielle Varianzanalyse (Scores der Pulmonalarterien) bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI im linken Vorhof. | 86 |
| Tab.57 Einfaktorielle Varianzanalyse (Scores der Pulmonalarterien) bei den Patienten mit Bolus-Tracking-ROI in der Aorta ascendens. | 87 |
| Tab.58 Einfaktorielle Varianzanalyse (Scores der Pulmonalarterien) bei allen Patienten . | 88 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abb.1 Versuchsplan..... | 8 |
| Abb.2 Dual-Source-Computertomograph der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland; mit freundlicher Genehmigung)..... | 10 |
| Abb.3 Dual-Source-Computertomograph der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) mit geöffneter Gantry | 11 |
| Abb.4 Schematische Darstellung der prospektiven und retrospektiven CT-Datenakquisition mit entsprechendem EKG-Signal..... | 12 |
| Abb.5 Vergleich sequentielle CT-Technik vs. Spiral-CT-Technik | 13 |
| Abb.6 Doppelkopf-Kontrastmittelpumpe Medtron Accutron CT-D, Medtron, Saarbrücken, Deutschland..... | 16 |
| Abb.7 Prinzip der Bolus-Tracking-Technik am Beispiel eines Patienten der Experimentalgruppe..... | 17 |
| Abb.8 Positionierung der ROIs für das Bolus-Tracking | 18 |
| Abb.9 Positionierung der ROIs für die quantitative Analyse der Koronararterien..... | 19 |
| Abb.10 Positionierung der ROIs für die quantitative Analyse der Pulmonalarterien..... | 20 |
| Abb.11 Verteilungen der Körpergröße in beiden Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching..... | 26 |
| Abb.12 Verteilungen des Körpergewichts in beiden Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching..... | 27 |
| Abb.13 Verteilungen der Herzfrequenz in beiden Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching..... | 28 |
| Abb.14 Standardized Differences für den Vergleich der Patientengruppen vor sowie nach dem Propensity-Score-Matching | 30 |
| Abb.15 Vergleich der Strahlenbelastung beider Patientengruppen | 30 |
| Abb.16 Signalintensitäten in der proximalen Aorta ascendens, in dem Hauptstamm der linken Koronararterie und in der rechten Koronararterie..... | 32 |
| Abb.17 Bildrauschen in der proximalen Aorta ascendens, in dem Hauptstamm der linken Koronararterie und in der rechten Koronararterie..... | 32 |
| Abb.18 Signal-Rausch-Verhältnisse in der proximalen Aorta ascendens, in dem Hauptstamm der linken Koronararterie und in der rechten Koronararterie..... | 32 |
| Abb.19 Signalintensitäten in der rechten und linken Pulmonalarterie | 36 |
| Abb.20 Bildrauschen in der rechten und linken Pulmonalarterie | 36 |
| Abb.21 Signal-Rausch-Verhältnisse in der rechten und linken Pulmonalarterie | 36 |

| | |
|--|----|
| Abb.22 Darstellung der Korrelation zwischen den qualitativen und quantitativen Scores der Koronararterien..... | 43 |
| Abb.23 Darstellung der Korrelation zwischen den qualitativen und quantitativen Scores der Pulmonalarterien..... | 44 |
| Abb.24 Jitter (Männer) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings..... | 68 |
| Abb.25 Jitter (Frauen) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings | 69 |
| Abb.26 Histogramm (Männer) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings | 70 |
| Abb.27 Histogramm (Frauen) zur Darstellung des Propensity-Score-Matchings..... | 71 |

Literaturverzeichnis

- Abbara S, Arbab-Zadeh A, Callister TQ, Desai MY, Mamuya W, Thomson L, Weigold WG. 2009. SCCT guidelines for performance of coronary computed tomographic angiography: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 3(3):190–204 DOI: 10.1016/j.jcct.2009.03.004.
- Achenbach S, Goroll T, Seltnmann M, Pflederer T, Anders K, Ropers D, Daniel WG, Uder M, Lell M, Marwan M. 2011. Detection of coronary artery stenoses by low-dose, prospectively ECG-triggered, high-pitch spiral coronary CT angiography. *JACC Cardiovasc Imaging*, 4(4):328–337 DOI: 10.1016/j.jcmg.2011.01.012.
- Achenbach S, Marwan M, Schepis T, Pflederer T, Bruder H, Allmendinger T, Petersilka M, Anders K, Lell M, Kuettner A, Ropers D, Daniel WG, Flohr T. 2009. High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 3(2):117–121 DOI: 10.1016/j.jcct.2009.02.008.
- Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumueller S, Goetti R, Plass A, Scheffel H, Feuchtner G, Falk V, Marincek B, Leschka S. 2010. Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart Br Card Soc*, 96(12):933–938 DOI: 10.1136/hrt.2009.189100.
- Altman DG. 2006. *Practical Statistics for Medical Research*. Chapman & Hall/CRC.
- Armitage P, Berry G, Matthews JNS. 2002. *Statistical methods in medical research*. 4th ed. Blackwell Science, Oxford ; Malden, MA.
- Atar E, Kornowski R, Bachar GN. 2010. Step-and-Shoot: a new low radiation coronary computed tomography angiography technology: our initial experience with 125 consecutive asymptomatic patients. *Isr Med Assoc J IMAJ*, 12(11):662–666.
- Austin PC. 2009. Balance diagnostics for comparing the distribution of baseline covariates between treatment groups in propensity-score matched samples. *Stat Med*, 28(25):3083–3107 DOI: 10.1002/sim.3697.
- Ayaram D, Bellolio MF, Murad MH, Laack TA, Sadosty AT, Erwin PJ, Hollander JE, Montori VM, Stiell IG, Hess EP. 2013. Triple rule-out computed tomographic angiography for chest pain: a diagnostic systematic review and meta-analysis. *Acad Emerg Med Off J Soc Acad Emerg Med*, 20(9):861–871 DOI: 10.1111/acem.12210.
- Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF, Tao C, Zhu F, Kanematsu M, Woodard PK. 2008. Contrast Enhancement in Cardiovascular MDCT: Effect of Body Weight, Height, Body Surface Area, Body Mass Index, and Obesity. *Am J Roentgenol*, 190(3):777–784 DOI: 10.2214/AJR.07.2765.
- Baek S, Park SH, Won E, Park YR, Kim HJ. 2015. Propensity score matching: a conceptual review for radiology researchers. *Korean J Radiol*, 16(2):286–296 DOI: 10.3348/kjr.2015.16.2.286.

- Becker CR, Hong C, Knez A, Leber A, Bruening R, Schoepf UJ, Reiser MF. 2003. Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography. *Invest Radiol*, 38(11):690–694 DOI: 10.1097/01.rli.0000084886.44676.e4.
- Bischoff B, Meinel FG, Del Prete A, Reiser MF, Becker H-C. 2013. High-pitch coronary CT angiography in dual-source CT during free breathing vs. breath holding in patients with low heart rates. *Eur J Radiol*, 82(12):2217–2221 DOI: 10.1016/j.ejrad.2013.09.003.
- Bland JM, Altman DG. 1995. Multiple significance tests: the Bonferroni method. *BMJ*, 310(6973):170.
- Bland M. 2015. *An Introduction to Medical Statistics*. Fourth Edition. Oxford University Press, Oxford, New York.
- Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, Guerci AD, Lima JA, Rader DJ, Rubin GD, Shaw LJ, Wieggers SE. 2006. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation*, 114(16):1761–91 DOI: 10.1161/circulationaha.106.178458.
- Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, Guerci AD, Lima JAC, Rader DJ, Rubin GD, Shaw LJ, Wieggers SE, American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, American Heart Association Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, American Heart Association Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. 2006. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation*, 114(16):1761–1791 DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.178458.
- Budoff MJ, Gul KM. 2008. Expert review on coronary calcium. *Vasc Health Risk Manag*, 4(2):315–324.
- Busch MA, Kuhnert R. 2017. 12-Monats-Prävalenz einer koronaren Herzkrankheit in Deutschland.
- Cademartiri F, La Grutta L, Malagò R, Alberghina F, Meijboom WB, Pugliese F, Maffei E, Palumbo AA, Aldrovandi A, Fusaro M, Brambilla V, Coruzzi P, Midiri M, Mollet NRA, Krestin GP. 2008. Prevalence of anatomical variants and coronary anomalies in 543 consecutive patients studied with 64-slice CT coronary angiography. *Eur Radiol*, 18(4):781–791 DOI: 10.1007/s00330-007-0821-9.
- Cademartiri F, de Monye C, Pugliese F, Mollet NR, Runza G, van der Lugt A, Midiri M, de Feyter PJ, Lagalla R, Krestin GP. 2006. High iodine concentration contrast material for noninvasive multislice computed tomography coronary angiography: iopromide 370 versus iomeprol 400. *Invest Radiol*, 41(3):349–353.
- Cademartiri F, Nieman K, Lugt A van der, Raaijmakers RH, Mollet N, Pattynama PMT, Feyter PJ de, Krestin GP. 2004. Intravenous Contrast Material Administration at

- 16-Detector Row Helical CT Coronary Angiography: Test Bolus versus Bolus-tracking Technique. *Radiology*, 233(3):817–823 DOI: 10.1148/radiol.2333030668.
- Chun EJ, Lee W, Choi YH, Koo BK, Choi SI, Jae HJ, Kim HC, So YH, Chung JW, Park JH. 2008. Effects of nitroglycerin on the diagnostic accuracy of electrocardiogram-gated coronary computed tomography angiography. *J Comput Assist Tomogr*, 32(1):86–92 DOI: 10.1097/rct.0b013e318059bafa.
- Cohen J. 1968. Weighted kappa: nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial credit. *Psychol Bull*, 70(4):213–220.
- Damm R, Mohnike K, Gazis A, Rogits B, Seidensticker M, Ricke J, Pech M. 2016. Improvement of Contrast Media Enhancement in CTA Evaluating Pulmonary Embolism by Utilizing „Delayed“ Bolus Tracking in the Descending Aorta. *Pol J Radiol*, 81:422–427 DOI: 10.12659/PJR.897456.
- Dewey M, Teige F, Schnapauff D, Laule M, Borges AC, Wernecke K-D, Schink T, Baumann G, Rutsch W, Rogalla P, Taupitz M, Hamm B. 2006. Noninvasive Detection of Coronary Artery Stenoses with Multislice Computed Tomography or Magnetic Resonance Imaging. *Ann Intern Med*, 145(6):407–415 DOI: 10.7326/0003-4819-145-6-200609190-00004.
- DeWood MA, Spores J, Notske R, Mouser LT, Burroughs R, Golden MS, Lang HT. 1980. Prevalence of Total Coronary Occlusion during the Early Hours of Transmural Myocardial Infarction. *N Engl J Med*, 303(16):897–902 DOI: 10.1056/NEJM198010163031601.
- Einstein AJ, Blankstein R, Andrews H, Fish M, Padgett R, Hayes SW, Friedman JD, Qureshi M, Rakotoarivelo H, Slomka P, Nakazato R, Bokhari S, Di Carli M, Berman DS. 2014. Comparison of image quality, myocardial perfusion, and left ventricular function between standard imaging and single-injection ultra-low-dose imaging using a high-efficiency SPECT camera: the MILLISIEVERT study. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med*, 55(9):1430–1437 DOI: 10.2967/jnumed.114.138222.
- Fernández del Valle A, Delgado Sánchez-Gracián C, Oca Pernas R, Grande Astorquiza A, Bustos Fiore A, Trinidad López C, Tardáguila de la Fuente G. 2015. High pitch CT in triple rule-out studies: Radiation dose and image quality compared to multi-detector CT. *Radiol Engl Ed*, 57(5):412–418 DOI: 10.1016/j.rxeng.2015.07.003.
- Gordic S, Desbiolles L, Sedlmair M, Manka R, Plass A, Schmidt B, Husarik DB, Maisano F, Wildermuth S, Alkadhi H, Leschka S. 2016. Optimizing radiation dose by using advanced modelled iterative reconstruction in high-pitch coronary CT angiography. *Eur Radiol*, 26(2):459–468 DOI: 10.1007/s00330-015-3862-5.
- Halpern EJ. 2009. Triple-rule-out CT angiography for evaluation of acute chest pain and possible acute coronary syndrome. *Radiology*, 252(2):332–345 DOI: 10.1148/radiol.2522082335.
- Hell MM, Bittner D, Schuhbaeck A, Muschiol G, Brand M, Lell M, Uder M, Achenbach S, Marwan M. 2014. Prospectively ECG-triggered high-pitch coronary angiography with third-generation dual-source CT at 70 kVp tube voltage: Feasibility, image quality, radiation dose, and effect of iterative reconstruction. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 8(6):418–425 DOI: 10.1016/j.jcct.2014.09.003.

- Herdegen T. 2008. Kurzlehrbuch Pharmakologie und Toxikologie. 1. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Ho D, King G, Stuart EA, Imai K. 2011. MatchIt: Nonparametric Preprocessing for Parametric Causal Inference. [Aufruf am: 28.04.2017] URL: <https://dash.harvard.edu/handle/1/11130519>.
- Hosch W, Heye T, Schulz F, Lehrke S, Schlieter M, Giannitsis E, Kauczor H-U, Katus HA, Korosoglou G. 2011. Image quality and radiation dose in 256-slice cardiac computed tomography: comparison of prospective versus retrospective image acquisition protocols. *Eur J Radiol*, 80(1):127–135 DOI: 10.1016/j.ejrad.2010.07.011.
- Hossain MA, Costanzo E, Cosentino J, Patel C, Qaisar H, Singh V, Khan T, Cheng JS, Asif A, Vachharajani TJ. 2018. Contrast-induced nephropathy: Pathophysiology, risk factors, and prevention. *Saudi J Kidney Dis Transplant Off Publ Saudi Cent Organ Transplant Saudi Arab*, 29(1):1–9 DOI: 10.4103/1319-2442.225199.
- Huang RY, Chai BB, Lee TC. 2013. Effect of region-of-interest placement in bolus tracking cerebral computed tomography angiography. *Neuroradiology*, 55(10):1183–1188 DOI: 10.1007/s00234-013-1228-8.
- Huda W. 2008. Computing effective doses from dose-length product in CT. *Radiology*, 248(1):321; author reply 321–322 DOI: 10.1148/radiol.2481080042.
- Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. 2008. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology*, 248(3):995–1003 DOI: 10.1148/radiol.2483071964.
- Kalva SP, Sahani DV, Hahn PF, Saini S. 2006. Using the K-edge to Improve Contrast Conspicuity and to Lower Radiation Dose With a 16-mdct: a Phantom and Human Study. *J Comput Assist Tomogr*, 30(3):391–397.
- Kerl JM, Lehnert T, Schell B, Bodelle B, Beeres M, Jacobi V, Vogl TJ, Bauer RW. 2012. Intravenous contrast material administration at high-pitch dual-source CT pulmonary angiography: Test bolus versus bolus-tracking technique. *Eur J Radiol*, 81(10):2887–2891 DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.09.018.
- Kim EY, Yeh DW, Choe YH, Lee WJ, Lim HK. 2010. Image quality and attenuation values of multidetector CT coronary angiography using high iodine-concentration contrast material: a comparison of the use of iopromide 370 and iomeprol 400. *Acta Radiol*, 51(9):982–989 DOI: 10.3109/02841851.2010.509740.
- Kuchynka P, Lambert L, Černý V, Marek J, Ambrož D, Danek BA, Linhart A. 2015. Coronary CT angiography. *Cor Vasa*, 57(6):e425–e432 DOI: 10.1016/j.crvasa.2015.09.008.
- Lancet. 2015. Global, regional, and national age-sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet Lond Engl*, 385(9963):117–171 DOI: 10.1016/S0140-6736(14)61682-2.
- Landis JR, Koch GG. 1977. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33(1):159–74.

- Lee CH, Goo JM, Ye HJ, Ye S-J, Park CM, Chun EJ, Im J-G. 2008. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*, 28(5):1451–1459 DOI: 10.1148/rg.285075075.
- Levitt K, Guo H, Wijeyesundera HC, Ko DT, Natarajan MK, Feindel CM, Kingsbury K, Cohen EA, Tu JV. 2013. Predictors of normal coronary arteries at coronary angiography. *Am Heart J*, 166(4):694–700 DOI: 10.1016/j.ahj.2013.07.030.
- Libby P, Theroux P. 2005. Pathophysiology of Coronary Artery Disease. *Circulation*, 111(25):3481–3488 DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.105.537878.
- Liu J, Gao J, Wu R, Zhang Y, Hu L, Hou P. 2013. Optimizing contrast medium injection protocol individually with body weight for high-pitch prospective ECG-triggering coronary CT angiography. *Int J Cardiovasc Imaging*, 29(5):1115–1120 DOI: 10.1007/s10554-012-0170-x.
- Liu Z, Sun Y, Zhang Z, Chen L, Hong N. 2016. Feasibility of Free-breathing CCTA using 256-MDCT. *Medicine (Baltimore)*, 95(27):e4096 DOI: 10.1097/MD.00000000000004096.
- Lozano R, Naghavi M, Foreman K, Lim S, Shibuya K, Aboyans V, Abraham J, Adair T, Aggarwal R, Ahn SY, Alvarado M, Anderson HR, Anderson LM, Andrews KG, Atkinson C, Baddour LM, Barker-Collo S, Bartels DH, Bell ML, Benjamin EJ, Bennett D, Bhalla K, Bikbov B, Bin Abdulhak A, Birbeck G, Blyth F, Bolliger I, Boufous S, Bucello C, Burch M, Burney P, Carapetis J, Chen H, Chou D, Chugh SS, Coffeng LE, Colan SD, Colquhoun S, Colson KE, Condon J, Connor MD, Cooper LT, Corriere M, Cortinovis M, de Vaccaro KC, Couser W, Cowie BC, Criqui MH, Cross M, Dabhadkar KC, Dahodwala N, De Leo D, Degenhardt L, Delossantos A, Denenberg J, Des Jarlais DC, Dharmaratne SD, Dorsey ER, Driscoll T, Duber H, Ebel B, Erwin PJ, Espindola P, Ezzati M, Feigin V, Flaxman AD, Forouzanfar MH, Fowkes FG, Franklin R, Fransen M, Freeman MK, Gabriel SE, Gakidou E, Gaspari F, Gillum RF, Gonzalez-Medina D, Halasa YA, Haring D, Harrison JE, Havmoeller R, Hay RJ, Hoen B, Hotez PJ, Hoy D, Jacobsen KH, James SL, Jasrasaria R, Jayaraman S, Johns N, Karthikeyan G, Kassebaum N, Keren A, Khoo JP, Knowlton LM, Kobusingye O, Koranteng A, Krishnamurthi R, Lipnick M, Lipshultz SE, Ohno SL, Mabweijano J, MacIntyre MF, Mallinger L, March L, Marks GB, Marks R, Matsumori A, Matzopoulos R, Mayosi BM, McAnulty JH, McDermott MM, McGrath J, Mensah GA, Merriman TR, Michaud C, Miller M, Miller TR, Mock C, Mocumbi AO, Mokdad AA, Moran A, Mulholland K, Nair MN, Naldi L, Narayan KM, Nasseri K, Norman P, O'Donnell M, Omer SB, Ortblad K, Osborne R, Ozgediz D, Pahari B, Pandian JD, Rivero AP, Padilla RP, Perez-Ruiz F, Perico N, Phillips D, Pierce K, Pope CA 3rd, Porrini E, Pourmalek F, Raju M, Ranganathan D, Rehm JT, Rein DB, Remuzzi G, Rivara FP, Roberts T, De Leon FR, Rosenfeld LC, Rushton L, Sacco RL, Salomon JA, Sampson U, Sanman E, Schwebel DC, Segui-Gomez M, Shepard DS, Singh D, Singleton J, Sliwa K, Smith E, Steer A, Taylor JA, Thomas B, Tleyjeh IM, Towbin JA, Truelsen T, Undurraga EA, Venketasubramanian N, Vijayakumar L, Vos T, Wagner GR, Wang M, Wang W, Watt K, Weinstock MA, Weintraub R, Wilkinson JD, Woolf AD, Wulf S, Yeh PH, Yip P, Zabetian A, Zheng ZJ, Lopez AD, Murray CJ, AlMazroa MA, Memish ZA. 2012. Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380(9859):2095–128 DOI: 10.1016/S0140-6736(12)61728-0.

- Mangold S, Wichmann JL, Schoepf UJ, Litwin SE, Canstein C, Varga-Szemes A, Muscogiuri G, Fuller SR, Stubenrauch AC, Nikolaou K, De Cecco CN. 2016. Coronary CT angiography in obese patients using 3rd generation dual-source CT: effect of body mass index on image quality. *Eur Radiol*, 26(9):2937–2946 DOI: 10.1007/s00330-015-4161-x.
- Mangold S, Wichmann JL, Schoepf UJ, Poole ZB, Canstein C, Varga-Szemes A, Caruso D, Bamberg F, Nikolaou K, De Cecco CN. 2016. Automated tube voltage selection for radiation dose and contrast medium reduction at coronary CT angiography using 3rd generation dual-source CT. *Eur Radiol*, 26(10):3608–3616 DOI: 10.1007/s00330-015-4191-4.
- Mark DB, Berman DS, Budoff MJ, Carr JJ, Gerber TC, Hecht HS, Hlatky MA, Hodgson JM, Lauer MS, Miller JM, Morin RL, Mukherjee D, Poon M, Rubin GD, Schwartz RS. 2010. ACCF/ACR/AHA/NASCI/SAIP/SCAI/SCCT 2010 Expert Consensus Document on Coronary Computed Tomographic Angiography. *J Am Coll Cardiol*, 55(23):2663–2699 DOI: 10.1016/j.jacc.2009.11.013.
- McHugh ML. 2012. Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochem Medica*, 22(3):276–282 DOI: 10.11613/BM.2012.031.
- Mitsumori. 2011. Bootcamp 1 CTA Techniques - Mitsumori.pdf.
- van der Molen AJ, Thomsen HS, Morcos SK, Contrast Media Safety Committee, European Society of Urogenital Radiology (ESUR). 2004. Effect of iodinated contrast media on thyroid function in adults. *Eur Radiol*, 14(5):902–907 DOI: 10.1007/s00330-004-2238-z.
- Pannu HK, Alvarez W Jr, Fishman EK. 2006. Beta-blockers for cardiac CT: a primer for the radiologist. *AJR Am J Roentgenol*, 186(6 Suppl 2):S341-5 DOI: 10.2214/AJR.04.1944.
- Pontone G, Andreini D, Bertella E, Cortinovis S, Mushtaq S, Foti C, Annoni A, Formenti A, Baggiano A, Conte E, Ballerini G, Fiorentini C, Bartorelli AL, Pepi M. 2013. Pre-operative CT coronary angiography in patients with mitral valve prolapse referred for surgical repair: Comparison of accuracy, radiation dose and cost versus invasive coronary angiography. *Int J Cardiol*, 167(6):2889–2894 DOI: 10.1016/j.ijcard.2012.07.022.
- Rosenbaum PR, Rubin DB. 1985. Constructing a Control Group Using Multivariate Matched Sampling Methods That Incorporate the Propensity Score. *Am Stat*, 39(1):33 DOI: 10.2307/2683903.
- Rosenbaum PR, Rubin DB. 1983. The central role of the propensity score in observational studies for causal effects. *Biometrika*:41–55.
- Roth GA, Huffman MD, Moran AE, Feigin V, Mensah GA, Naghavi M, Murray CJ. 2015. Global and regional patterns in cardiovascular mortality from 1990 to 2013. *Circulation*, 132(17):1667–78 DOI: 10.1161/circulationaha.114.008720.
- Sainani KL. 2012. Propensity Scores: Uses and Limitations. *PM R*, 4(9):693–697 DOI: 10.1016/j.pmrj.2012.07.002.

- Scanlon PJ, Faxon DP, Audet A-M, Carabello B, Dehmer GJ, Eagle KA, Legako RD, Leon DF, Murray JA, Nissen SE, Pepine CJ, Watson RM, Ritchie JL, Gibbons RJ, Cheitlin MD, Eagle KA, Gardner TJ, Garson Jr A, Russell Jr RO, Ryan TJ, Smith Jr SC. 1999. ACC/AHA guidelines for coronary angiography. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). Developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions. *J Am Coll Cardiol*, 33(6):1756–1824 DOI: 10.1016/S0735-1097(99)00126-6.
- Shapiro SS, Wilk MB. 1965. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*, 52(3/4):591–611 DOI: 10.2307/2333709.
- Shin HJ, Chung YE, Lee YH, Choi J-Y, Park M-S, Kim M-J, Kim KW. 2013. Radiation dose reduction via sinogram affirmed iterative reconstruction and automatic tube voltage modulation (CARE kV) in abdominal CT. *Korean J Radiol*, 14(6):886–893 DOI: 10.3348/kjr.2013.14.6.886.
- Statistisches Bundesamt (Hrsg). 2016. Die 10 häufigsten Todesursachen. URL: <https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Gesundheit/Todesursachen/Tabellen/HaeufigsteTodesursachen.html>.
- Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H, Krauss T, Desbiolles L, Plass A, Genoni M, Flohr TG, Wildermuth S, Marincek B, Alkadhi H. 2008. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology*, 249(1):71–80 DOI: 10.1148/radiol.2483072032.
- Sun Z, Ng K-H. 2012. Diagnostic value of coronary CT angiography with prospective ECG-gating in the diagnosis of coronary artery disease: a systematic review and meta-analysis. *Int J Cardiovasc Imaging*, 28(8):2109–2119 DOI: 10.1007/s10554-011-0006-0.
- Svensson A, Cederlund K, Aspelin P, Nyman U, Brismar TB. 2016. The effect of arm positioning on timing and enhancement of intravenous contrast media at coronary computed tomography angiography. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987, 57(9):1049–1055 DOI: 10.1177/0284185115615004.
- Takx RAP, Suchá D, Park J, Leiner T, Hoffmann U. 2015. Sublingual Nitroglycerin Administration in Coronary Computed Tomography Angiography: a Systematic Review. *Eur Radiol*, 25(12):3536–3542 DOI: 10.1007/s00330-015-3791-3.
- Tavakol M, Ashraf S, Brener SJ. 2012. Risks and complications of coronary angiography: a comprehensive review. *Glob J Health Sci*, 4(1):65–93 DOI: 10.5539/gjhs.v4n1p65.
- Uthoff H, Staub D, Socrates T, Meyerhans A, Bundi B, Schmid HP, Frauchiger B. 2010. PROCAM-, FRAMINGHAM-, SCORE- and SMART-risk score for predicting cardiovascular morbidity and mortality in patients with overt atherosclerosis. *VASA Z Gefasskrankheiten*, 39(4):325–333 DOI: 10.1024/0301-1526/a000057.
- Vionnet J, Petitpierre S, Fumeaux A, Meuli R, Spertini F, Comte D. 2013. [Allergy to radiographic contrast media]. *Rev Med Suisse*, 9(382):812–818.

- Wilcox R (Hrsg). 2012. Introduction to Robust Estimation and Hypothesis Testing. Academic Press, Boston (Statistical Modeling and Decision Science) DOI: 10.1016/B978-0-12-386983-8.00013-5.
- Wilson PW. 1994. Established risk factors and coronary artery disease: the Framingham Study. *Am J Hypertens*, 7(7 Pt 2):7S–12S.
- Wininger KL. 2013. Basis of CT: the radon transform. *Radiol Technol*, 84(4):413–418.
- Zhu X, Chen W, Li M, Xu Y, Xu H, Zhu Y, Wang D, Tang L. 2012. Contrast material injection protocol with the flow rate adjusted to the heart rate for dual source CT coronary angiography. *Int J Cardiovasc Imaging*, 28(6):1557–1565 DOI: 10.1007/s10554-011-9950-y.

**Technische Universität Dresden
Medizinische Fakultät Carl Gustav Carus
Promotionsordnung vom 24. Juli 2011**

Erklärungen zur Eröffnung des Promotionsverfahrens

1. Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

2. Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

- Herr PD Dr. med. Ivan Platzek (betreuender Hochschullehrer; Vergabe qualitativer Scores)
- Herr Dr. med. Thomas Brauer (Facharzt für Radiologie; Vergabe qualitativer Scores)

3. Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

4. Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

5. Die Inhalte dieser Dissertation wurden in folgender Form veröffentlicht:

- Poster im Rahmen des ECR (European Congress of Radiology) 2017 in Wien:
H. Nebelung, I. Platzek, U. Speiser, T. Brauer, M. Laniado, R. Strasser; Dresden/DE
„CCTA: influence of bolus tracking position on image quality“ (Control-Nr.: #7602)

6. Ich bestätige, dass es keine zurückliegenden erfolglosen Promotionsverfahren gab.

7. Ich bestätige, dass ich die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Technischen Universität Dresden anerkenne.

8. Ich habe die Zitierrichtlinien für Dissertationen an der Medizinischen Fakultät der Technischen Universität Dresden zur Kenntnis genommen und befolgt.

Dresden, 01.04.2018



**Hiermit bestätige ich die Einhaltung der folgenden gesetzlichen
Vorgaben im Rahmen meiner Dissertation**

- ☒ das zustimmende Votum der Ethikkommission bei Klinischen Studien,
epidemiologischen Untersuchungen mit Personenbezug oder Sachverhal-
ten, die das Medizinproduktegesetz betreffen

- Aktenzeichen der zuständigen Ethikkommission: EK529122016

- ☐ die Einhaltung der Bestimmungen des Tierschutzgesetzes

- nicht zutreffend

- ☐ die Einhaltung des Gentechnikgesetzes

- nicht zutreffend

- ☒ die Einhaltung von Datenschutzbestimmungen der Medizinischen Fakultät
und des Universitätsklinikums Carl Gustav Carus.

Dresden, 01.04.2018

Heiner Wehnig